

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY  
A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND  
BIOMECHANICS

# DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA ČELISTI SE ZUBNÍM IMPLANTÁTEM

STRESS – STRAIN ANALYSIS OF JAW WITH TOOTH IMPLANT

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Bc. MARTINA HAMERNÍKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2009

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce je zaměřena na deformačně napěťovou analýzou čelisti s aplikovaným šroubovým zubním implantátem. V jejím úvodu je řešeršní studie, která byla zpracována na základě dostupné literatury.

Řešení deformace a napjatosti soustavy dolní čelisti a implantátu bylo provedeno výpočtovým modelováním, metodou konečných prvků. Modelována je část spodní čelisti s aplikovanými šroubovými zubními implantáty typu Ankylos, Branemark a implantátem s metrickým závitem. V práci je detailně popsána tvorba výpočtového modelu soustavy a jeho řešení.

K vytvoření modelu geometrie soustavy byl použit Solidworks 2007. Tvorba výpočtového modelu a vlastní řešení bylo provedeno ve výpočtovém systému ANSYS 11.0 a ANSYS Workbench.

## **Abstrakt**

This diploma thesis is oriented on a stress – strain analysis of the jaw bone with a screw dental implant. There is a literature search on this theme in the beginning of this work.

Solutions deformation and stress the system lower jaw and implant was performed computational modeling, by using the finite element method. Modeling is part of the lower jaw with dental implants applied screw type Ankylos, Bränemark and implant with metric thread. The thesis is described in detail development of calculation model system and solutions.

To create a geometry model of geometry Solidworks 2007 was used. To create calculation model and the solution was implamented in the computer systém ANSYS 11.0 and ANSYS Workbench.

## **Klíčová slova**

Zubní implantáty, spodní čelist, kortikální kost, spongiózní kost, deformačně napět'ová analýza, metoda konečných prvků

## **Keywords**

Dental implant, jaw, cortical bone, spongy bone, stress – strain analysis, finite element method

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2008/2009

## **ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE**

student(ka): Bc. Martina Hamerníková

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

### **Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem**

v anglickém jazyce:

### **Stress - strain analysis of jaw with tooth implant**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Jedním z progresivně se rozvíjejících oborů je stomatologická implantologie. Úspěšná aplikace implantátu závisí na řadě faktorů, mezi které patří také mechanická interakce mezi kostní tkání a implantátem.

Cíle diplomové práce:

Provedení deformačně napěťové analýzy dolní čelisti s určitým typem fixátoru k posouzení mechanické interakce určeného fixátoru s kostní tkání.

Seznam odborné literatury:

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Šimůnek A. a kol.: Dentální implantáty, Nucleus HK, 2001
- [3] Ihde, S.: Principles of BOI, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2005, ISBN 3-540-21665-0
- [4] Hellwing, E., Klimek, J., Attin, T.: Záchovná stomatologie a parodontologie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2003, ISBN 80-247-0311-4

Vedoucí diplomové práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2008/2009.

V Brně, dne 10.11.2008

L.S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
Ředitel ústavu

---

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.  
Děkan fakulty

## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

HAMERNÍKOVÁ, M. *Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 72 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

# PROHLÁŠENÍ

Tímto prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracovala pod vedením Ing. Zdeňka Floriana, CSc. S využitím vlastních znalostí a použité odborné literatury.

Brno 2009

.....

## PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěla velice poděkovat mému vedoucímu diplomové práce Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. Především za jeho ochotu, trpělivost, čas, neocenitelné rady a připomínky při psaní této diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Petru Marciánovi a kolegům ze školy za drobné postřehy, týkající se řešení problému. Největší poděkování patří také mým rodičům a mému příteli, kteří mě podporovali v průběhu celého studia na vysoké škole.



# OBSAH

<b>1. ÚVOD .....</b>	<b>10</b>
<b>2. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....</b>	<b>12</b>
<b>3. FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ .....</b>	<b>13</b>
3.1 Formulace problému.....	13
3.2 Cíle řešení .....	13
<b>4. METODA ŘEŠENÍ .....</b>	<b>14</b>
<b>5. REŠERŠE LITERATURY .....</b>	<b>15</b>
5.1 Rešerše, týkající se silového zatížení řešené soustavy .....	15
5.2 Rešerše, zaměřená na materiálové charakteristiky .....	16
5.3 Rešerše zaměřená na mechanické vlastnosti .....	16
<b>6. ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉ ÚLOHY .....</b>	<b>18</b>
6.1 Anatomické názvosloví základních rovin a směrů související s řešeným problémem.....	18
6.2 Čelistní kloub a pohyby dolní čelisti .....	19
6.3 Stavba dolní čelisti (mandibuly).....	20
6.4 Svalová a nervová soustava dolní čelisti .....	22
6.4.1 Svalová soustava dolní čelisti.....	22
6.4.2 Nervová soustava dolní čelisti.....	23
6.5 Stavba zubu .....	24
6.6 Stavba kosti .....	26
6.7 Kvantita kosti.....	28
6.8 Hustota kosti a její klasifikace.....	29
6.9 Šroubové zubní implantáty .....	31
<b>7. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU .....</b>	<b>33</b>
7.1 Model geometrie soustavy .....	33

7.2 Konečnoprvkový model .....	35
7.2.1 Diskretizace modelu .....	35
7.2.2 Tvorba diskretizovaného modelu .....	35
7.3 Model spojení .....	39
7.4 Model vazeb .....	40
7.5 Model zatížení .....	42
7.6 Model materiálu.....	44
7.6.1 Model materiálu kostní tkáň .....	44
7.6.2 Model materiálu zubního implantátu.....	44
7.7 Realizace výpočtu.....	46
7.8 Nastavení řešičů výpočtového systému Ansys Workbench .....	46
<b>8. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ .....</b>	<b>47</b>
8.1 Citlivostní analýza .....	47
8.1.1 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na posuvy implantátu.....	48
8.1.2 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na posuvy kortikální kosti.....	50
8.1.3 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na posuvy spongiózní kosti.....	52
8.1.4 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na hlavní napětí spongiózní kosti .....	53
8.1.5 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na redukované napětí implantátu.....	60
8.2 Analýza napjatosti a deformace z hlediska silového zatížení.....	62
8.2.1 Redukované napětí implantátu .....	63
8.2.4 1. hlavní napětí spongiózní kosti .....	64
8.2.5 3. hlavní napětí spongiózní kosti .....	67
8.2.6 Posuvy soustavy dolní čelisti s aplikovaným implantátem .....	69
<b>9. ZÁVĚR.....</b>	<b>70</b>
<b>POUŽITÁ LITERATURA .....</b>	<b>71</b>

## 1. ÚVOD

Zuby pro každého člověka jsou velice důležitou součástí jeho života. Umožňují plnohodnotné kousání, správnou a srozumitelnou artikulaci při verbálním projevu, a také estetický úsměv. Dodávají nám sebedůvěru a tím se významně podílejí na kvalitě života. Životní styl a uspěchaná doba na našich zubech zanechává stopy. Ztráta jednoho či více zubů bývá způsobena např. onemocněním zubu v důsledku kazu, paradontitidou nebo úrazem. Chybějící zub způsobuje nejen estetický problém, ale i omezení v artikulaci a rozměňování potravy.

Jedním ze způsobů, jak nahradit ztracený jeden či více zubů je aplikace zubního implantátu, která se používá několik desetiletí. Zubní implantáty jsou umělé náhrady jednoho či více chybějících nebo poškozených zubů. Jedná se o analogii se zubním kořenem přirozeného zubu. Velká část implantátu je skryta v čelisti, vrchní část je viditelná v dásni. Na tuto část se nasazuje pilíř, který je nosným základem pro budoucí zubní náhradu (korunku, můstek nebo protézu).

### Historie zubních implantátů

Historie zubních implantátů sahá až do období starověku – ve staré Číně se používaly zlaté jehly, které se vpichovaly do kostní tkáně. Ve starém Egyptě bývaly do prázdných zubních lůžek aplikovány zuby ze slonoviny. Průkopníkem oboru dentální implantologie byl považován Magiollo (rok 1809), který vyráběl implantáty ze zlata, slonoviny, porcelánu a kaučuku. V roce 1938 Strock poprvé použil šroubový implantát.

Zásadní přelom v zubní implantologii byl v roce 1952, kdy Bränemark objevil princip osseointegrace. Nejprve byly Bränemarkovy implantáty z titanu zkoušeny na psech a teprve v roce 1965 byly implantovány člověku.

I přes velké úspěchy je zde řada problémů. Jedním z nich je špatná kvalita kostní tkáně, ať už v důsledku životního stylu, dědičnosti nebo v senilním věku, kdy dlouhodobě bezzubá kostní tkáň atrofuje – odumírá.

V dnešní době je na trhu velké množství zubních implantátů, lišících se tvarem, povrchem i cenou.

## Druhy zubních implantátů

Zubní implantáty rozdělují do tří základních skupin:

1. Šroubové – jsou šroubového nebo válcového tvaru
2. Čepelkové – tvarem připomínají žiletku
3. BOI implantáty – jejich konstrukce připomíná obrácené písmeno T



*Obr 1.1. Dentální implantáty [13]*

## 2. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Jedním z progresivně se vyvíjejících oborů je stomatologická implantologie. Náhrada ztracených zubů v dnešní době neznamena nosit snímatelnou protézu nebo si nechat obrousit sousední zdravé zuby a zhotovit můstek. Jedním z moderních způsobů náhrady zubu je aplikace zubního implantátu.

Šroubové zubní implantáty jsou umělé náhrady poškozených nebo chybějících zubů a jsou ukotveny v čelisti. Mají tvar šroubu nebo válce a v kostní tkáni jsou osseointegrované, což je přímý kontakt kostní tkáně s povrchem implantátu bez vmezeřených buněk.

Zuby člověka jsou určeny k uchopování, dělení a rozměňování potravy. Jsou pružně uloženy v čelisti na paradontálních vláknech a tvoří spolu s čelistí významnou část žvýkacího aparátu. U dentálních implantátů chybí na rozdíl od zdravého zubu paradontální vlákna a cévní zásobení. Při žvýkání dochází mezi implantátem a kostní tkání k výraznému mechanickému namáhání, které ovlivňuje úspěšnost implantace. Aplikace implantátu je tedy problémem nejen chirurgickým, biochemickým, biofyzikálním..., ale také biomechanickým.

Pro posouzení mechanické interakce je nutné provést výpočtové řešení deformace a napjatosti. Vzhledem k geometrické, materiálové a vazbové složitosti řešené soustavy je při vytváření výpočtového modelu, vlastního řešení a následné analýzy zpravidla nutné vyřešit řadu dílčích problémů.

### **3. FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ**

#### **3.1 Formulace problému**

Určení deformace a napjatosti dolní čelisti se šroubovým implantátem a následná mechanická analýza.

#### **3.2 Cíle řešení**

1. Deformačně napěťová analýza pro zubní implantát typu Ankylos
2. Deformačně napěťová analýza pro zubní implantát typu Bränemark
3. Srovnávací analýza

## 4. METODA ŘEŠENÍ

Formulovaný problém lze obecně řešit experimentálním a výpočtovým modelováním. Experimenty v biomechanice jsou náročné a jejich výsledky nejsou zobecnitelné. Další možností jak problém řešit je výpočtové modelování, a to buď analytickým nebo numerickým způsobem. Analytické řešení lze použít pro jednoduché tvary těles, což šroubový implantát a dolní čelist z hlediska geometrie a struktury nesplňuje. Nejvhodnější je numerické řešení metodou konečných prvků.

K vyřešení problému byl použit výpočtový systém ANSYS 11.0, jehož licence je dostupná na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky VUT FSI. Problém byl řešen ve výpočtovém prostředí ANSYS Workbench. ANSYS Workbench je oproti klasickému prostředí ANSYS přehlednější, je zde snadnější prezentace výsledků a lépe pracuje s CAD programy jako je Solidworks, Catia apod.

## 5. REŠERŠE LITERATURY

Literaturu, která zde bude uvedena samostatně, jsem rozdělila na tři oblasti: První se týká zatížení dentálních implantátů a druhá je zaměřena na materiálové charakteristiky kostních tkání čelisti a dentálního implantátu a třetí oblast se zabývá mechanickými vlastnostmi řešené soustavy.

### 5.1 Rešerše, týkající se silového zatížení řešené soustavy

Resorpce kosti u krčku implantátu v porovnání s matematickými modely

Stability of Bone Bed Crest of Loaded Implant – Comparison with Finite Element Models

Autor: Lucie Himmlová, Tomáš Goldmann, Alois Kápořský ČVUT v Praze (2005)

<http://bulletin-am.fsid.cvut.cz/index.php/vam/article/view/36/22>

Práce je zaměřena na porovnání stability okraje kostního lůžka implantátu v závislosti na tvaru, velikosti a sklonu nitrokostní části implantátu a na druhu nesené protetické práce. U sledovaných implantátů byly po šesti měsících zhotoveny RTG snímky, poté byl sestaven profil implantátu a určena jeho stabilita.

Pevnostní výpočet nitrokostních dentálních implantátů

Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D., MUDr. Lucie Himmlová, CSc., Ing. Alois Kápořský

<http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=pevnostni-vypocet-nitrokostnich-dentalnich-implantatu>

V této práci jsou řešeny modely nitrokostních dentálních implantátů firmy LASAK s. r. o.

Byly modelovány dva implantáty, lišící se tvarem a pro každý z nich byly modelovány tři varianty podle povrchové úpravy – varianta 1: povlakovaný implantát s bioaktivním povrchem, varianta 2: nepovlakovaný implantát s bioinertním povrchem a varianta 3: neosseointegrovaný implantát.

Experimentální verifikace sil mezi zuby při kousání a žvýkání mužů

Experimental verification of forces between tooth dutiny Gitiny and chaewing of men

Petrtyl M., Máca I., 2001 ČVUT Praha

<http://www.umt.fme.vutbr.cz/osem/pdf/ean2001/Petrtyl.pdf>

Tato práce je zaměřena na silové působení při žvýkání a kousání mužů ve věku 20 – 26 let.



A determination of bite force in northern Japanese children

Autoři: Tetsuya Kamegai

<http://ejo.oxfordjournals.org/cgi/reprint/27/1/53?ck=nck>

Tato studie se zabývá experimentálním zjištěním žvýkacích sil

## 5.2 Rešerše, zaměřená na materiálové charakteristiky

Edentulation alters material properties of cortical bone in the human Mandibule

<http://jdr.iadrjournals.org>

Autoři: C. L. Schwarz-Dabney, P. C. Dechla

Tato studie se zabývá moduly pružnosti mandibuly. Autoři zde popisují vlastnosti kortikální kosti při resorpci alveolárního hřebene.

Effects of mulit-layered TiN/ZrN/ Tooth-ASH composite coatings on the surface characteristic of Ti-(Nb, Zr, Ta, Hf) dental implant alloys with low elastic modulus

Autor: Han-Cheol Choe

<http://www.scientific.net/0-87849-463-4/825/>

Obsahuje moduly pružnosti kortikální kosti a některých titanových slitin

## 5.3 Rešerše zaměřená na mechanické vlastnosti

Mechanical response of bone under short-term loading of a dental implant with an internal layer simulating the nonlinear behaviour of the periodontal ligament.

Autoři: Genna F, Paganelli C, Salgarello S, Sapelli P.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14675951>

Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement

Autoři: C. Misch, Z. Qu., M.Bidez

*Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 57, Issue 6, Pages 700-706

<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239199904378>

Tato studie se zabývá mechanickými vlastnostmi a materiálovými charakteristikami spongiózní kosti

## Virtual Bone Density Measurement for Dental Implants

Autoři: Joerg Meyer, Raymund Espiritu, James Earthman

*<http://imaging.eng.uci.edu/~jmeyer/PAPERS/c-38.pdf>*

## Finite Element Analysis of Biomechanical Interactions of a Tooth-Implant Splinting System for Various Bone Qualities

Autoři: Chun-Li Lin, Shih-Hao Chang, Jen-Chyan Wang,

*<http://www.cgmh.org.tw/cgmj/2902/290204.pdf>*

## Finite element analysis of a dental implant systém with an elastomeric stress barrier

Autoři: Carvalho Lídia, Ramos António, Simoes

*<http://www.tulane.edu/~sbc2003/pdfdocs/0733.PDF>*

## Finite Element simulation of dental Implantation Process

Autoři: Rudi van Staden, Hong Guan, Yew-Chaye Loo, Newell Johnson and Neil Meredith

*<http://www.fas.hcmut.edu.vn/webhn10/Baocao/PDF/RVStaden-FEMImplant.pdf>*

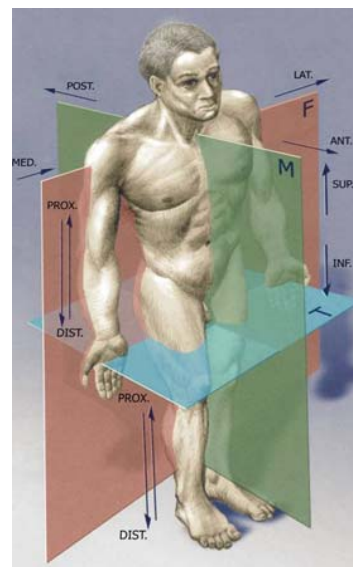
## 6. ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉ ÚLOHY

K mezinárodnímu dorozumívání se v medicíně používá latinského názvosloví. Pro popis řešené soustavy je v této kapitole uvedeno základní anatomické názvosloví, související s řešeným problémem.

### 6.1 Anatomické názvosloví základních rovin a směrů související s řešeným problémem

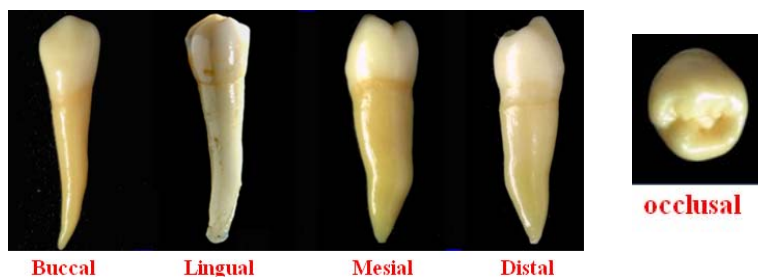
#### Základní roviny lidského těla

- *Rovina mediální* – rovina svislá, vede zepředu dozadu a dělí tělo na dvě zrcadlové poloviny – levou a pravou.
- *Rovina sagitální* – všechny další předozadní roviny, jsou rovnoběžné s rovinou mediální.
- *Rovina frontální* – vertikální, je rovnoběžná s čelem a kolmá na rovinu mediální a roviny sagitální.
- *Rovina transversální* – horizontální, probíhá napříč tělem a je kolmá na rovinu mediální, sagitální i frontální.



Obr 6.1. Základní roviny a směry lidského těla [7]

#### Anatomické názvosloví na zubech



Obr.6.2 Anatomické názvosloví ploch zubů[7]

*Facies occlusalis* – plocha kousací, je různě tvarovaná a nese u jednotlivých zubů různý počet kousacích hrbolků. Podle jejich počtu se rozlišují zuby bez hrbolků, zuby s jednoduchým hrotem a zuby s více hrbolky – dvouhrbolkové a vícehrbolkové.

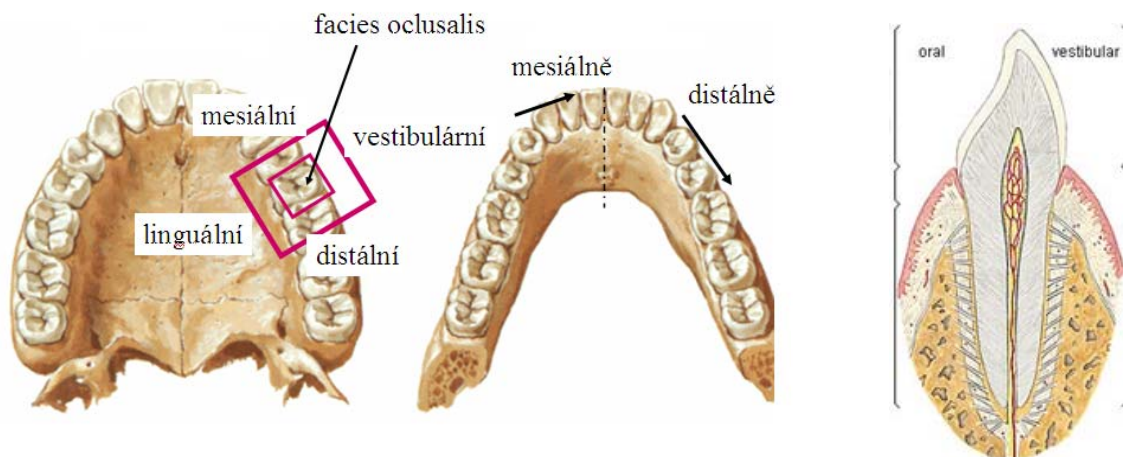
*Facies contactus* - jsou styčné plochy mezi sousedními zuby.

*Facies vestibularis* (zub č. 1-3/labial, zub č. 4-8/buccal) - je plocha patrná zvenčí, obrácená proti rtům a tvářím.

*Facies lingularis, palatinalis* – plocha přivrácená k jazyku, směrem do dutiny ústní

*Facies mesialis* - plocha situovaná ke střední čáře mandibuly, bočně směrem k předchozímu zubu.

*Facies distalis* - plocha situovaná od střední čáry mandibuly, bočně k následujícímu zubu



Obr. 6.3 Plochy a směry na korunce zubů [7]

## 6.2 Čelistní kloub a pohyby dolní čelisti

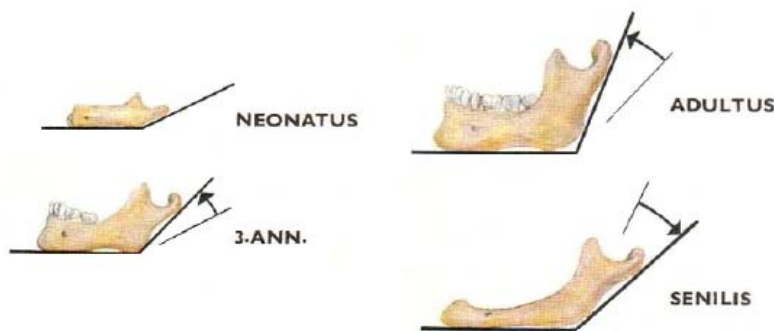
Čelistní (temporomandibulární) kloub patří k malým kloubům, ale také k nejsložitějším a nejvytíženějším kloubům lidského těla. Umožňuje člověku pohybovat ústy, přijímat potravu a mluvit. Je tzv. spojeným kloubem – tzn., že oba čelistní klouby jsou spojeny tělem dolní čelisti a při pohybu jednoho kloubu dochází i k pohybu druhého kloubu. Složitost tohoto kloubu potvrzuje skutečnost, že vykonává dva druhy pohybu – translační a rotační. Spojuje dolní čelist s lebkou a umožňuje pohyby dolní čelisti v sagitální a transverzální rovině, tedy:

- anteriorně – směr vpřed
- posteriorně – směr vzad
- laterárně – směr do stran
- deprese – pokles dolní čelisti, její oddálení od horní čelisti (otevírání úst)
- elevace – zdvih dolní čelisti (zavírání úst)

### 6.3 Stavba dolní čelisti (mandibuly)

Dolní čelist (mandibula) je nejmohutnější a nejsilnější z obličejových kostí. Je důležitá zejména pro zpracování potravy, dýchání a artikulaci. Skládá se z těla (corpus mandibulae) a dvou ramen (rami mandibulae), zakončená zploštělým úsekem, nesoucím kloubní hlavici.

**Tělo dolní čelisti** (corpus mandibulae) je nepárové, parabolicky zahnuté. Je mohutnější při svém dolním okraji. Rameno dolní čelisti (ramus mandibulae) je vzestupný plochý úsek nesoucí kloubní hlavici a spojuje dolní čelist s bází lebeční. Tělo čelisti přecházející ve vzestupné rameno svírá úhel dolní čelisti (angulus mandibulae). Úhel dolní čelisti má vliv na vzezření obličeje. U novorozence je tento úhel kolem  $170^\circ$ , v dětském věku se úhel zmenšuje - cca  $150^\circ$ , což je zapříčiněno růstem dolní čelisti při zvyšování nároků na její funkční zatížení a růstem alveolárního výběžku při růstu zubů. V dospělém věku je tento úhel kolem  $120^\circ$  a ve stáří se opět zvětšuje na  $140^\circ$ . Při bezzubosti atrofuje alveolární část excentricky (oblouk se jakoby zvětšuje a rozšiřuje, čelist se podobá se čelisti novorozeněte).

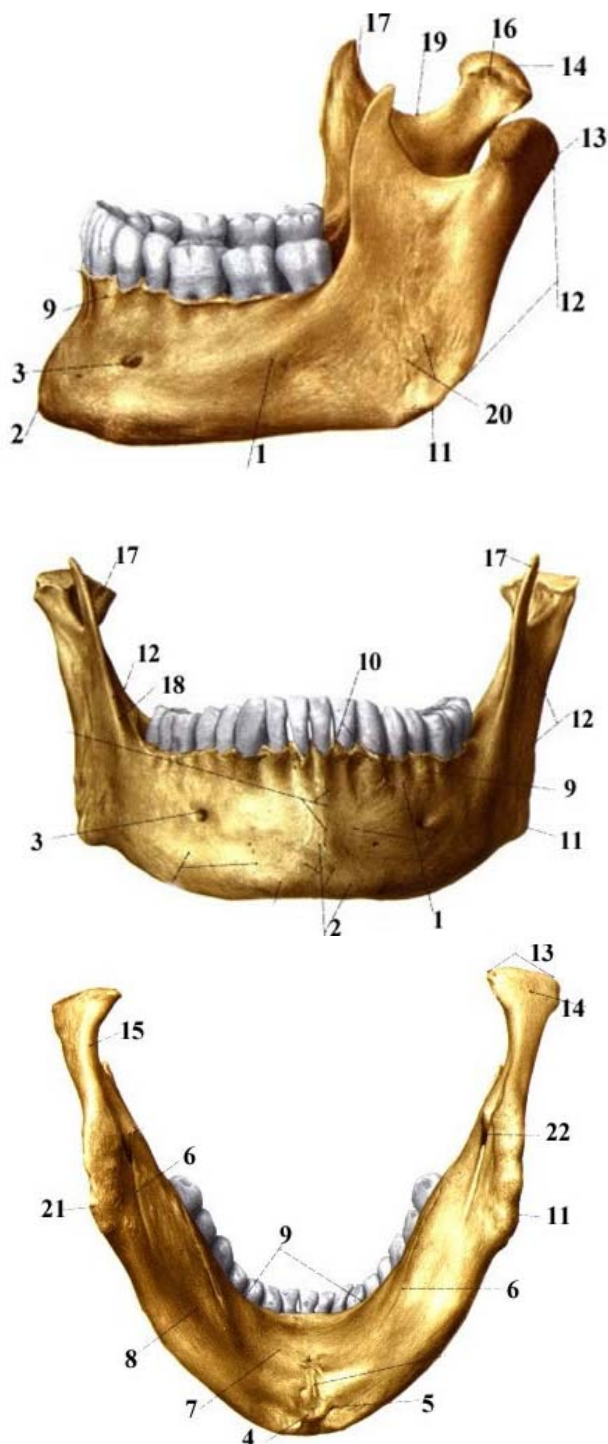


Obr 6.4 Změny tvaru mandibuly v průběhu věku [1]

Vepředu mandibuly vystupuje jako trojhranné ztlustění bradový otvor (protuberantia mentalis), laterálně je otvor, kde končí mandibulární kanál (foramen mentale). Uprostřed bradové části mandibuly je spina mentalis, zevně od něj je párová jamka (fossa digastrica).

**Rameno dolní čelisti** tvoří dva výběžky - hlavice mandibuly (caput mandibulae) má tvar napříč postaveného protáhlého elipsoidu a zúžuje se v krček (collum mandibulae) a processus coronoideus, který je plochý, umístěný před kloubním výběžkem (processus condylaris). Kloubní výběžek slouží ke skloubení mandibuly. Oblý výřez mezi caput mandibulae a processus coronoideus se nazývá incisura mandibulae.

Otvor uprostřed vnitřní plochy ramena vede do kanálku dolní čelisti (canalis mandibulae), kterým vede nerv (nervus alveolaris inferior) ze 3. větve trojklaného nervu (trigeminu), společně s tepnou a žílou.

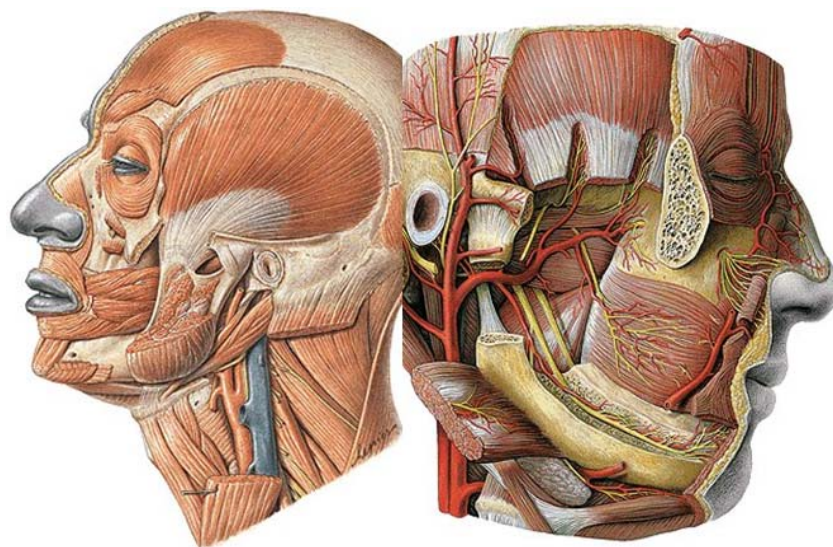


1. *corpus mandibulae*
2. *protuberantia mentalis*
3. *foramen mentale*
4. *spina mentalis*
5. *fossa digastrica*
6. *linea mylohyoidea*
7. *fovea sublingualis*
8. *fovea submandibularis*
9. *processus alveolaris*
10. *juga alveolaria*
11. *angulus mandibulae*
12. *ramus mandibulae*
13. *processus condylaris*
14. *caput mandibulae*
15. *collum mandibulae*
16. *fovea pterygoidea*
17. *processus coronoideus*
18. *linea obliqua*
19. *incisura mandibulae*
20. *tuberositas masseterica*
21. *tuberositas pterygoidea*
22. *foramen mandibulae*
23. *canalis mandibulae*

Obr 6.5 Dolní čelist – mandibula [3]



## 6.4 Svalová a nervová soustava dolní čelisti



Obr 6.6 Svalová, nervová a cévní soustava hlavy [25]

### 6.4.1 Svalová soustava dolní čelisti

Na hlavě je několik skupin svalů. Podle funkčních celků sem patří svaly žvýkácí (čelistní) a svaly mimické. Mimické svaly leží většinou povrchově a upínají se do kůže, kterou pohybují tak, že mění polohu a tvar štěrbin ústní, očních štěrbin, kožní vrásky, rýhy a tím určují výraz obličeje. Základními žvýkácími svaly jsou zevní sval žvýkácí (m. masseter), sval spánkový (m. temporalis) a vnitřní sval křídlový (m. pterygoideus). S výjimkou m. pterygoideus lateralis se všechny žvýkácí svaly účastní elevace mandibuly. M. pterygoideus lateralis zahajuje depresi a elevace se účastní nepřímě – tahem reguluje zpětný posun hlavice a disku z elevace.

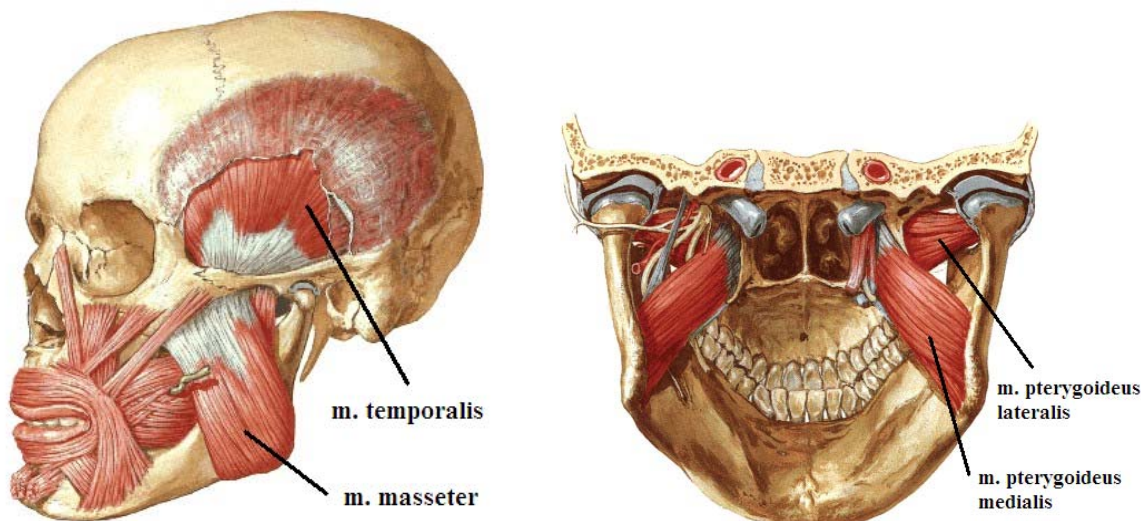
Mezi základní žvýkácí svaly hlavy patří:

***Musculus masseter*** - mohutný sval rychlé a silné kontrakce. Je uložen na zevní straně mandibuly. Vede od lící kosti (os zygomaticus) na rameno a úhel dolní čelisti.

***Musculus temporalis*** - sval spánkový, je uložen ve spánkové jámě spánkové kosti a upíná se na svalový výběžek mandibuly. Směr působení svalu je spíše vertikální.

***Musculus Pterygoideus medialis*** - silný oploštělý sval, upíná se na dolní čelist v jejím úhlu na vnitřní ploše. Je obdobou m. masseter na vnitřní straně ramene mandibuly.

**M. pterygoideus lateralis** - zevní sval křídlový, je menší, než m. pterygoideus medialis, uložen kraniálně ve fossa infratemporalis, vede od processus pterygoideus do dovez pterygoidea.



Obr. 6.7 Svalová soustava hlavy [26]

#### 6.4.2 Nervová soustava dolní čelisti

Trojklaný nerv je nejsilnější hlavový párový nerv, který zajišťuje přenos všech vjemů z celé přední části hlavy – nejen povrchové, ale také vnitřní (dutina ústní, nosní, přední část jazyka, zuby...). Ovládá také žvýkací svaly. Vychází z Varolova mostu a prochází po spodní části mozku. Do povrchových částí hlavy přichází ve spánkové oblasti, kde se rozšiřuje v uzlinu (ganglion trigeminale). Dále se větví na tři části:

1. olfтамickou (n. opthalmicus) – vystupuje nad očnicí
2. maxilární (n. maxillaris) – nad horní čelistí
3. mandibulární (n. mandibularis) – v dolní čelisti

Hlavní větve mandibulární části:

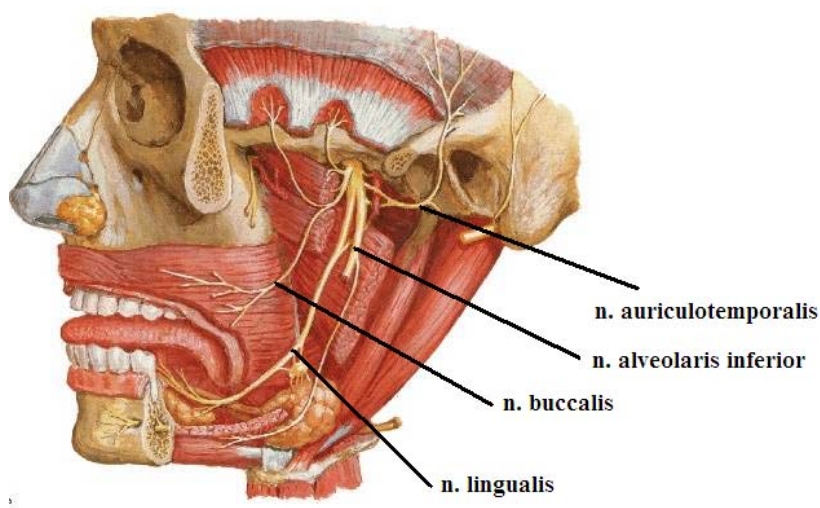
**Nervus alveolaris inferior** – velmi silná větev, kde jsou obsažena senzitivní i motorická vlákna. Nerv sestupuje za n. lingualis. Po vydání motorických vláken vstupuje do kanálku dolní čelisti, kde pokračuje dopředu. Inervuje dolní zuby a přilehlou dásně a vystupuje z mandibulárního kanálku ve foramen mentale.

**Nervus buccalis** – senzitivní větev, inervuje kůži a sliznici tváře.



*Nervus auriculotemporalis* – senzitivní nerv, odstupuje pod bázi lebeční z kmene dozadu, rozestupuje se na dvě raménka, která tvoří očko, jímž prochází arteria meningea media, zahýbá vzhůru a před ušním boltcem mezi ním a arterií temporalis superficialis stoupá vzhůru ke kůži přední strany boltce a spánkové krajiny.

*Nervus lingualis* – vede mezi m. pterygoideus lateralis a medialis obloukem dolů. Větví se do sliznice jazyka a spodiny úst.



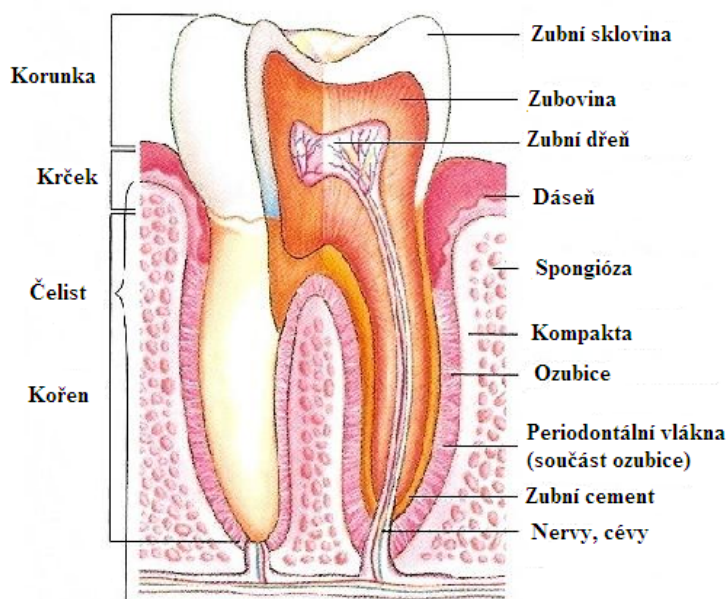
Obr. 6.8 Mandibulární část trojklaného nervu [26]

## 6.5 Stavba zubu

Zuby jsou velmi staré útvary ústní dutiny, složené z tvrdých tkání. Vyčnívají z dásně (gingivy) pokrytých alveolárních výběžků horní a dolní čelisti ve dvou obloukovitých řadách. Slouží k uchopování, dělení a rozměňování potravy. Chrup člověka obsahuje zuby různě tvarované a tím funkčně specializované (heterodontní chrup).

Existují čtyři základní druhy zubů:

1. *Stoličky* – slouží k rozměňování potravy, jsou ploché s malými výstupky
2. *Třenové zuby* – podobné stoličkám, jsou menší
3. *Špičáky* – určené k trhání potravy
4. *Řezáky* – ke krájení a uchopování potravy



Obr. 6.9 Stavba zubu [6]

Zub (dens) má tyto části:

- korunku zubu (corona dentis)
- krček zubu (collum dentis)
- kořen zubu (radix dentis)

**Korunka zubu** (corona dentis) je vlastní funkčně tvarovaná část, která vyčnívá z dásně, je pokryta hladkou sklovinou – (enamelum). Na korunce se rozlišují plochy (facies) různého tvaru podle zubu a polohy na něm.

**Krček zubu** (collum dentis) je malý úsek zubu mezi korunkou a kořenem a je pokryt měkkými tkáněmi dásně. Zdravá dásen pevně lepe ke krčku zubu a mezi epitelem dásně a zubem vytváří tzv. gingivodentální uzávěr, který brání vnikání látek a bakterií z úst do pojivových tkání kolem zubního kořene.

**Kořen zubu** (radix dentis) je část zubu uložená v kostním lůžku čelisti – v alveolu, do něhož je připojena ozubice (periodontium). Kořen je jednoduchý nebo rozdělený na více větví. Kořeny jsou vždy zakončeny hrotem (apex radialis dentis). Podle počtu kořenů máme vedle zubů jednokořenových i tzv. dvoukořenové a tříkořenové zuby, jejichž kořen se rozbíhá ve dvě až tři větve.

Dutina dřeňová (Cavitas dentis) je uvnitř každého zubu. Je rozšířená v korunce (cavitas coronalis) a zužuje se krčkem do kořenového kanálku (canalis radialis dentis), který kořenem vede až na hrot. Ve dřeňové dutině je obsažena pojivová zubní dřeň (pulpa dentis) s cévami a

s nervy; po jejím obvodu jsou při stěně seřazené cylindrické odontoblasty, které vysílají vlákna do kanálků tvrdé zuboviny.

Na zubu mimo dřev se podílejí tři tvrdé tkáně: Zubovina (dentin – dentinum) tvoří hlavní hmotu zubu, sklovina (enamelum) kryje povrch korunky a cement zubní (cementum) pokrývá povrch krčku a kořene. Tkáně zubu jsou velmi tvrdé a obsahují vysoké procento minerálních látek.

Kořen zubu je upevněn v alveolu pomocí dentoalveolárního spojení, které je tvořeno vazivem, označovaným ozubice (periodontium). V obecné anatomii se toto spojení označuje jako **vkĺínění** (gomphosis).

Ozubice vyplňuje úzkou štěrbinu mezi kořenem zubu a stěnou alveolu a při krčku zubu je spojeno s vazivem dásně. Základem tohoto spojení jsou Sharpeyova vlákna, která z kosti alveolu pronikají do cementu kořene a krčku zubního.

Funkcí systémů vláken je jednak stabilizace zubu, jednak převedení tlaku na zub v rovnoměrný tah za celou stěnu alveolu. Ozubice má cévy krevní a mízní a nervy, oddělené z cév a nervů zubu; vstupují tam též cévy z kosti alveolu.

Číslo zubu	Označení	Název
1.	I1	První řezák (dens incisivus medialis)
2.	I2	Druhý řezák (dens inicivus lateralis)
3.	C	Špičák (dens caninus)
4.	P1	První třenový zub (dens premolaris primus)
5.	P2	Druhý třenový zub (dens premolaris secundus)
6.	M1	První stolička (dens molaris primus)
7.	M2	Druhá stolička (dens molaris secundus)
8.	M3	Třetí stolička „zub moudrosti (dens molaris tertius)

6.4.1 Tab. Anatomické názvy a označení zubů [1]

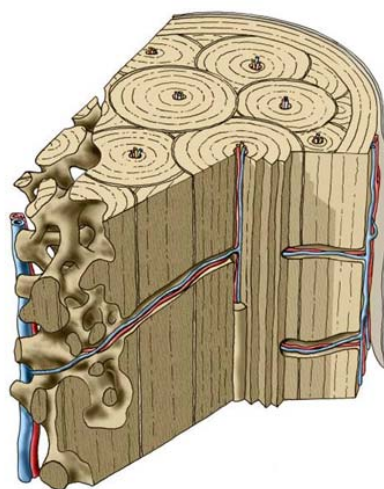
## 6.6 Stavba kosti

Kost je tvrdá pojivová tkáň specializovaná pro ochrannou a podpůrnou funkci. Terminologicky se rozlišuje vlastní kostní tkáň, tvořená z buněk a mezibuněčné hmoty a kost jako orgán, tvořený z kompaktní a spongiózní tkáně.

Biomechanické vlastnosti kostní tkáně jsou dány kolagenovou maticí a minerálními látkami. Minerální látky – vápník, dále fosfor, uhlíkaté sloučeniny a pyrofosfátové sloučeniny ve formě hydroxyapatytu dodávají kosti tvrdost a křehkost. Kolagen odolává tahu (ale pro jiné způsoby zatížení je poddajný). Podle tvaru, stavby, cévního zásobení a biomechanických vlastností dělíme kosti do několika skupin:

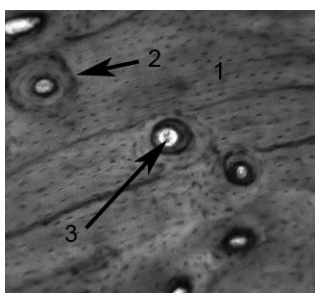
- kosti dlouhé
- kosti krátké
- kosti ploché
- kosti nepravidelného tvaru

Na makroskopickém řezu mandibuly rozlišujeme kompaktní vrstvu (plášťová vrstva) a spongiózní vrstvu (houbovitá část), které se od sebe liší jak mechanickými vlastnostmi, tak strukturou. Lidské tělo je z 80% složeno z kompaktní kosti, která je nositelkou především mechanických vlastností skeletu, a z 20% spongiózní kosti, která reprezentuje obrovskou plochu pro realizaci látkové výměny kostí a jejich remodelaci.



*Obr.6.10 Haverský systém – kompakta a spongióza [8]*

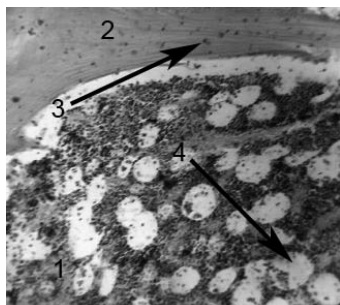
Kompaktní kost je tvořena buď koncentricky uspořádanými destičkami nebo destičkovými lamelami. Komplex až dvaceti soustředných lamel s Haverským kanálkem se nazývá Haverský systém – osteon. Stěnu osteonu tvoří 6 – 15 trubicových lamel, kde jsou vyhloubeny komůrky, ve kterých jsou uloženy osteoblasty. Středem osteonu probíhá centrální (Haversův) kanálek, který je vyplněn řídkým vazivem, pojivovými buňkami a krevními kapilárami doprovázenými nervovými vlákny. Centrální kanálky jsou spojeny Volkmannovými kanálky, takže krevní oběh osteonů je vzájemně propojen.



1. Intersticiální lamely
2. Haversův systém – osteon
3. Haversův kanál

*Obr.6.11 Struktura kompakty [10]*

Spongiózní (trámčitá) kost je všude tam, kde není vytvořena jednotná dřevná dutina (kostní hlavice). Je také pod plášťovou vrstvou kompakty. Spongiózu tvoří trámce a ploténky, jejichž tvar je výsledkem různých mechanických sil působících na kost. Stavba trámce a ploténky je podobná jako u lamel osteonů.



1. Kostní dřev
2. Lamela spongiózní kosti
3. Osteocyty v lakunách
4. Sinusoidní kapilára

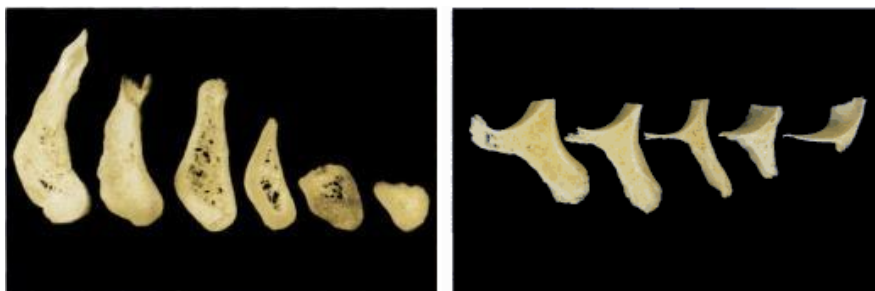
Obr.6.12 Struktura spongiózy [10]

## 6.7 Kvantita kosti

V průběhu lidského života se tvar mandibuly mění. Změnami prochází jak úhel dolní čelisti (kap.), tak alveolární výběžek. Alveolární výběžek po extrakci zubu resorbuje. Tzn. v průběhu hojení je prostor původního kořene zubu vyplněn spongiózou a celý povrch příčného průřezu čelisti je pokryt kompaktní vrstvou. Před implantací se většinou nechá kostní tkáň zhojit, aby se vytvořila dostatečná vrstva, která je nezbytná pro šroubové implantáty a také pro kvalitní osseointegraci.

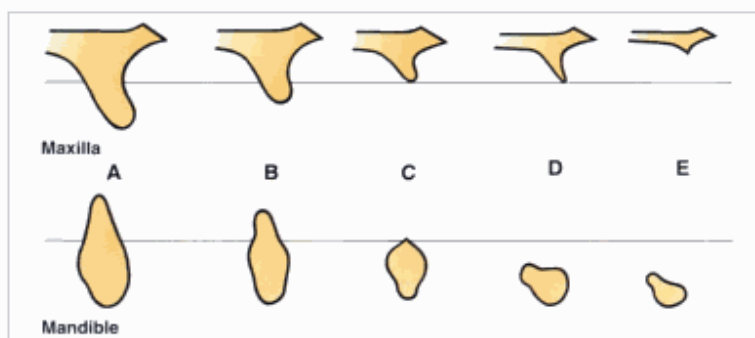
U dospělého člověka je kostní tkáň čelisti dostatečně vysoká a pevná. Bezzubá čelist v důsledku nezátěžování atrofuje – dochází k jejímu úbytku. Proto se musí před zavedením šroubového implantátu u bezzubé čelisti nejprve vyhodnotit objem dostupné kosti, aby se zvolil počet implantátů, jejich průměr a délka [4].

Tvary a rozměry kosti čelistí byly zpracovány v nejrůznějších publikacích. Na obr. je znázorněna klasifikace, kterou zpracoval Atwood (1979). Tento autor rozlišuje resorpci alveolárního hřebene u mandibuly do šesti kategorií, u maxilly do pěti kategorií.



Obr. 6.13 Resorpce alveolárního hřebene: a) mandibula, b) maxilla (Atwood) [19]

Další a nejznámější klasifikace byla prezentována autory Lekholmem a Zarbem (1985), kteří rozdělují bezzubou čelist do pěti kategorií a rozlišují bazální část a alveolární hřeben (obr. ).



Obr. 6.13 Resorpce bezzubého alveolárního hřebene (Lekholm, Zarb) [25]

*Téměř zachovalý alveolární výběžek – A*

*Mírná resorpce alveolárního výběžku – B*

*Pokročilá resorpce alveolárního výběžku – C*

*Počínající resorpce bazální části – D*

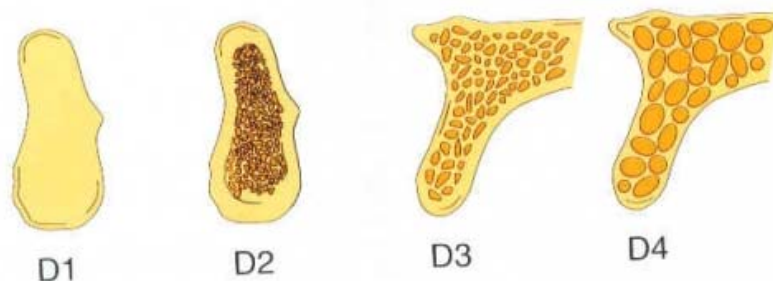
*Extrémně resorbovaná bazální část – E*

## 6.8 Hustota kosti a její klasifikace

Hustota (denzita) kosti je označována také jako kvalita kosti a tvoří vnější kortikální kost a vnitřní houbovitou spongiózní kost. Cílem implantace je zajištění dlouhodobé stability implantátů a kvalitní osseointegrace. Toho se dosáhne snadněji při zavádění implantátu do kvalitní kosti.



Klasifikace kostní denzity byla v r. 1985 prezentována Lekholmem a Zarbem a v r. 1990 byla modifikována Mischem, který ji rozdělil do čtyř regionů D1 – D4 (obr. 6.15). Jednotlivé regiony jsou v čelistech rozmístěny dle obr. 6.16.



Obr. 6.15 Klasifikace kostní denzity (Misch) [23]

#### **D1 – kvalitní kompakta**

- *výhody:* zajištěna primární stabilita implantátu, kvalitní osseointegrace
- *nevýhody:* obtížná preparace vlivem přehřátí, redukované krevní zásobení
- *umístění:* frontální oblast atrofované mandibuly
- *přirovnání (při preparaci):* buk

#### **D2 – kvalitní kompakta, hustá spongióza**

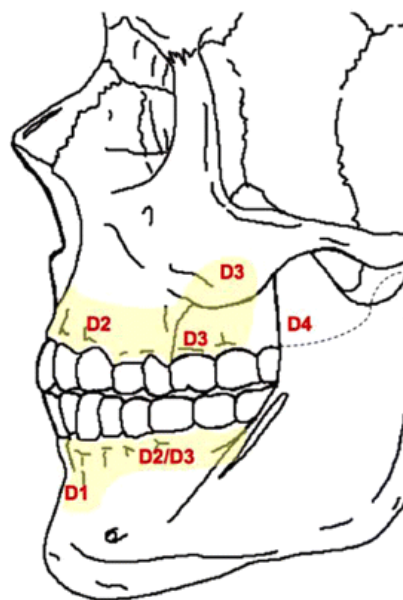
- *výhody:* zajištěna dobrá primární stabilita implantátu, snadná preparace, dobré krevní zásobení, dobrá osseointegrace
- *umístění:* frontální a postranní část mandibuly
- *přirovnání:* smrk.

#### **D3 – tenká kompakta, řídká spongióza**

- *výhody:* bohaté krevní zásobení
- *nevýhody:* horší osseointegrace, obtížná preparace opět vlivem přehřátí
- *umístění:* frontální a postranní části maxilly
- *přirovnání:* balza

#### **D4 – téměř žádná kompakta, řídká spongióza**

- *nevýhody:* snížená primární stabilita implantátu a špatná osseointegrace
- *umístění:* postranní části maxilly
- *přirovnání:* polystyrén



Obr. 6.16 Poloha jednotlivých regionů kostní denzity [19]

## 6.9 Šroubové zubní implantáty

Zubní implantáty se většinou vyrábí ze zdravotně nezávadného titanu nebo jeho slitin a nejčastěji se používá šroubový implantát, který byl shledán nejvhodnější náhradou zubního kořene. Šroubový implantát má nejčastěji tvar šroubu nebo válce a je nejpřirozenější náhradou zubního kořene. Je opatřen závitem či titanovým válečkem, který se upevní do čelisti místo poškozeného nebo chybějícího zubu. Část implantátu je v čelisti, zbytek je viditelný. Na tuto viditelnou část je nasazen pilíř, do kterého je poté vsazena korunka. Šroubové zubní implantáty mívají různě upravený povrch (pískování, plazmování...).



Obr. 6.17 Zubní implantát [5]

Dentální implantáty lze zavádět po právě vytrženém zubu i do dle bezzubé čelisti. Zárok se provádí v lokální anestezii, většinou ve dvou fázích. V první fázi se zavede implantát a poté se nechá vhojovat. Vhojování implantátu je důležité pro vytvoření pevného základu pro budoucí náhradu. V maxille to trvá cca 6 měsíců, u mandibuly 3-4 měsíce.

Po tomto období následuje druhá fáze chirurgického zákroku. Ten spočívá v obnažení implantátu a nasazení dočasněho titanového válečku – pilíře, který vyčnívá do ústní dutiny. Asi za dva týdny dásně kolem pilíře vytvoří jakoby manžetu, která zabrání prostupu mikrobů do hloubky implantátu. V tuto je dočasný váleček považován za definitivní a může se na něj zhotovit korunka, můstek nebo celková protéza.

Optimální vedení řezu implantátu je na alveolárním hřebeni nebo těsně pod hřebenem. Povrch kosti před preparací lože pro implantát by měl být pokud možno plochý a rovnoměrný.



Obr. 6.18 Rentgenové snímky zubního implantátu v čelisti [4]



Většina výrobců nabízí implantáty s různým průměrem. Rozlišujeme implantáty se zmenšeným průměrem ( $\leq 3,4$  mm), standardní implantáty (3,75 a 4 mm) a se zvětšeným průměrem ( $\geq 4,5$  mm).

Správná volba průměru implantátu se ale zdaří jen v případě, kdy zohledníme všechny klinické parametry – kvalitu a kvantitu kosti, lokalizaci protetického defektu, prostor pro náhradu a typ okluze. Z chirurgického hlediska je důležité optimálně využít dostupný objem kosti a zajistit primární stabilitu implantátu. Z protetického hlediska je důležité rozložení působících sil plánované korunky. Při špatné denzitě kosti lze implantát aplikovat pouze tehdy, jestliže se podají přípravky pro růst kosti, případně se provede transplantace kostní tkáně.



*Obr. 6.19 Aplikace implantátu do čelisti [5]*

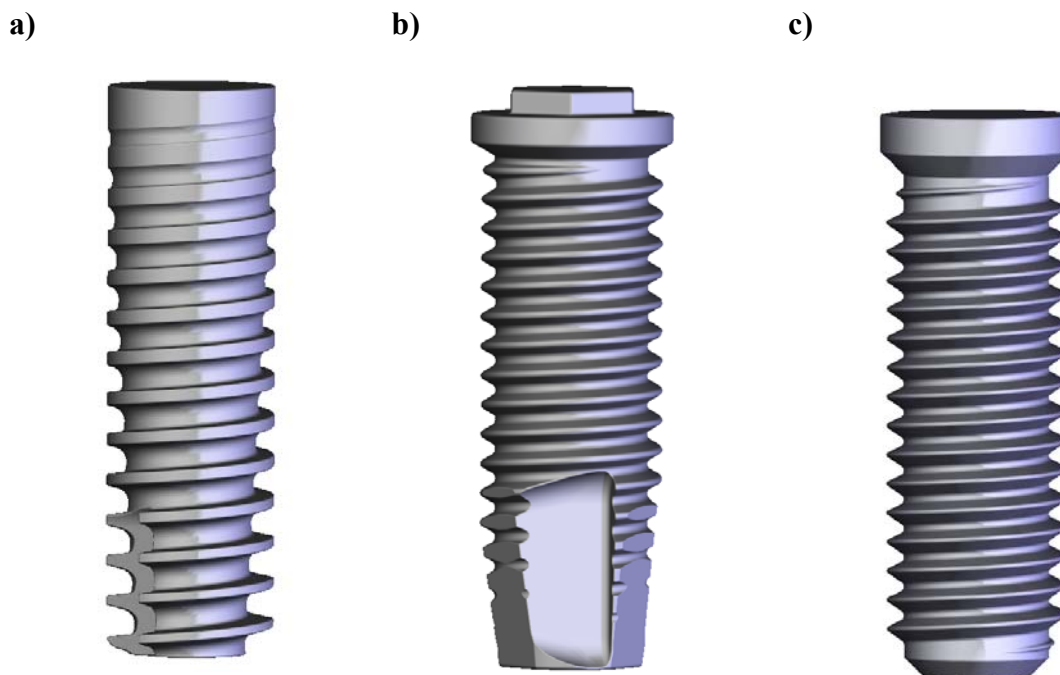
## 7. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

Tato kapitola se zaměřuje na tvorbu geometrie modelu zubních implantátů a dolní čelisti, tvorbu konečnoprvkové sítě, modelu materiálů, kontaktů, okrajových podmínek a zatížení.

### 7.1 Model geometrie soustavy

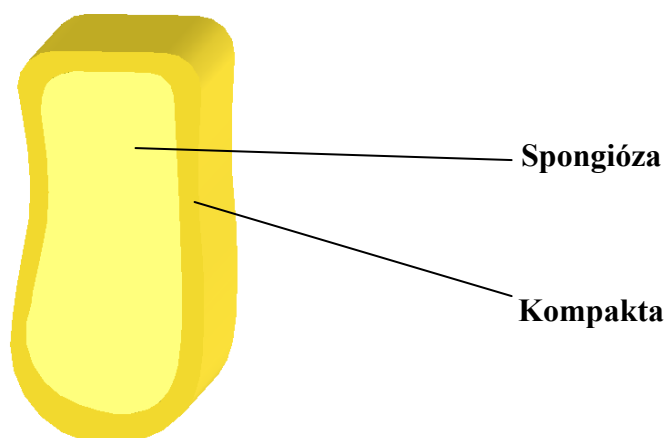
Řešená soustava se skládá z dolní čelisti a šroubového zubního implantátu. V této práci byly modelovány dva druhy zubních implantátů, jehož rozměry závitů byly odměřeny z fotografií implantátů Bränemark a Ankylos. Dále byl modelován třetí implantát se závitem vytvořeným s pomocí [18].

Model geometrie implantátů byl vytvořen v parametrickém modeláři Solidworks 2007, jehož licence je dostupná na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky VUT FSI. S využitím prvků, jako je vysunutí, odebrání vysunutím, tažení po křivce (v tomto případě po šroubovici) byly vytvořeny modely šroubových zubních implantátů (obr. 7.1). Modely implantátů, které v mé práci budou řešeny se liší tvarem závitů a délkou implantátu. Průměr u všech tří implantátů je 3,75 mm. Délka implantátu typu Ankylos činí 12,5 mm, délka implantátu typu Branemark je 11,5 mm a třetí implantát s metrickým závitem je dlouhý 12 mm.



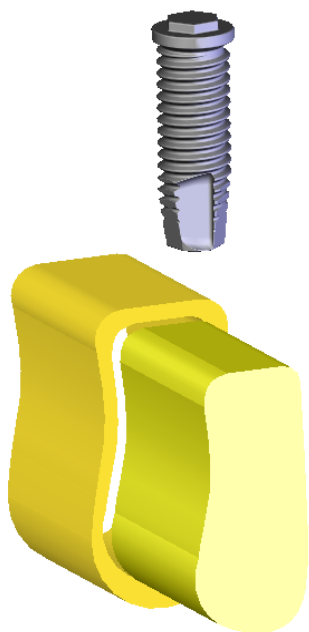
*Obr. 7.1 a) Model implantátu typu Ankylos, b) Model implantátu typu Bränemark c) Model implantátu s metrickým závitem*

Model geometrie části spodní čelisti (obr. 7.2) byl rovněž vytvořen v softwaru Solidworks 2007. Tato podsoustava je tvořena kortikální a spongiózní vrstvou. Byla modelována pomocí prvku vysunutí. Délka čelisti byla volena 10 mm.



*Obr. 7.2 Soustava kortikální a spongiózní kost*

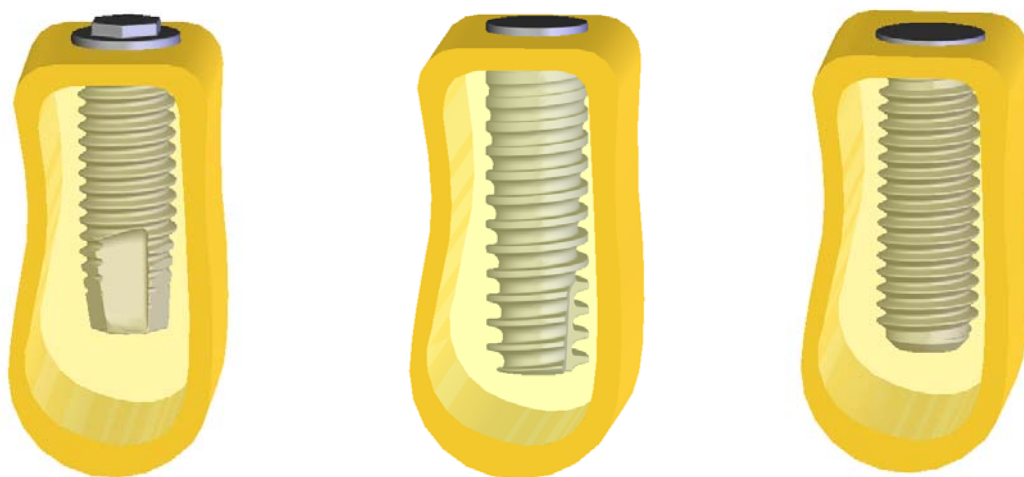
Výsledné podsoustavy byly následně vloženy do sestavy, kde byla vytvořena s pomocí nástrojů „vazby, posunutí a otočení součástí“ výsledná soustava, uvedená na obr. 7.5. Poté byla soustava importována do výpočtového systému ANSYS Workbench. Zde byl v modeláři, který tento program podporuje vytvořen prostor v kostní tkáni pro implantát. S pomocí Booleovských operací byly odečteny objemy spongiózní a kortikální vrstvy dle typu implantátu (obr. 7.4 ) a hotová soustava je připravena k dalším krokům.



*Obr. 7.3 Jednotlivé díly soustavy*



*Obr. 7.4 Vytvořený prostor v kosti pro implantát*



*Obr. 7.5 Model geometrie soustavy Implantát – Dolní čelist*

## 7.2 Konečnoprvkový model

### 7.2.1 Diskretizace modelu

Model geometrie soustavy dolní čelisti a implantátu byl v modeláři Solidworks uložen v datovém formátu SAT, ve kterém byl následně importován do prostředí ANSYS Workbench. Formát SAT je založený na jádře ACIS a umožňuje převádět objemovou geometrii, plochy a křivky.

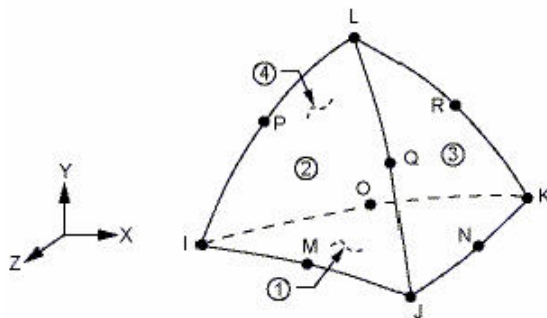
### 7.2.2 Tvorba diskretizovaného modelu

Pro řešení úloh metodou konečných prvků je nutné rozdělit řešenou oblast na konečný počet prvků. MKP síť je generovaná typem a velikostí prvku a ovlivňuje svojí hustotou kvalitu výsledků.

Program ANSYS Workbench umožňuje vytvářet volnou síť (free mesh) a mapovanou síť (mapped mesh). Volná síť je generována pomocí čtyřstěnů (SOLID 187) a lze ji použít na téměř libovolnou geometrii modelu. Mapovaná síť je tvořena pomocí šestistěnů (SOLID 186) a lze ji použít jen na tělesa, jež splňují určitá kritéria. Dále lze použít přechodové pyramidové prvky, kterými je tvořen přechod mezi volnou a mapovanou sítí.

Tvorba konečnoprvkové sítě byla realizována ve výpočtovém systému ANSYS 11. Vzhledem k náročnosti modelu geometrie byl použit kvadratický prvek **SOLID 187**. Jedná se o vyšší kategorii 3D prvku pro tvorbu MKP sítě. Prvek je definován 10 uzly, označenými

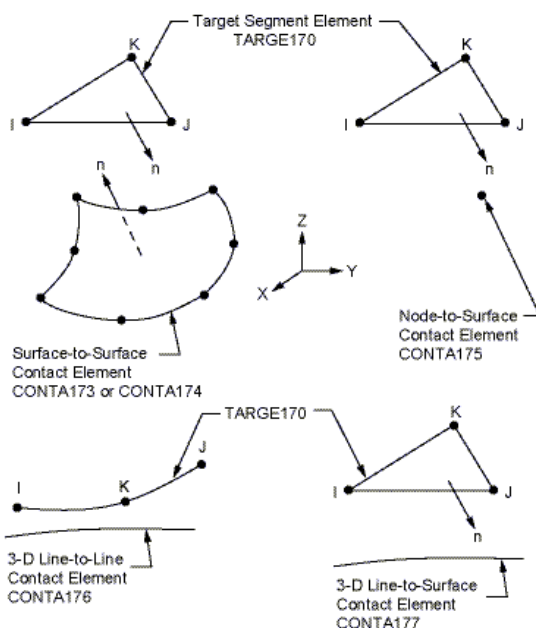
písmeny (obr. 7.6). Každý z těchto uzlů má 3 stupně volnosti –  $U_x$ ,  $U_y$ ,  $U_z$ . Je vhodný pro náročné úlohy se složitou geometrií.



Obr. 7.6 Prvek Solid 187 [9]

Pro tvorbu kontaktu na stykových plochách soustavy jsem použila kontaktní dvojice pomocí prvků **TARGE 170** a **CONTA 174**.

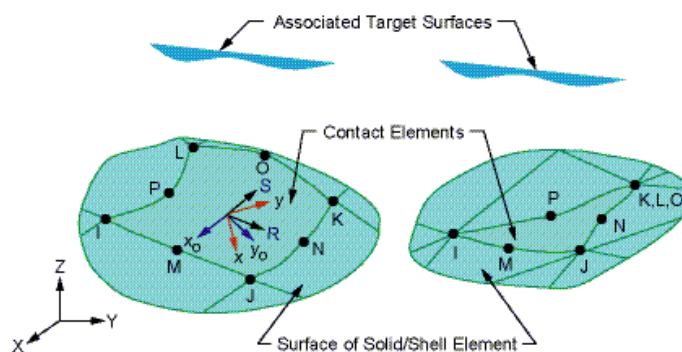
Prvek **TARGE170** je osmiuzlový prvek, kde každý uzel má tři stupně volnosti. Je vhodný pro 3D úlohy. Používá se pro kontaktní úlohy a je to jeden z dvojice prvků, který pokrývá objemové elementy na hranicích modelů. Přiřazuje se na cílovou plochu.



Obr. 7.7 Prvek Targe170 [9]

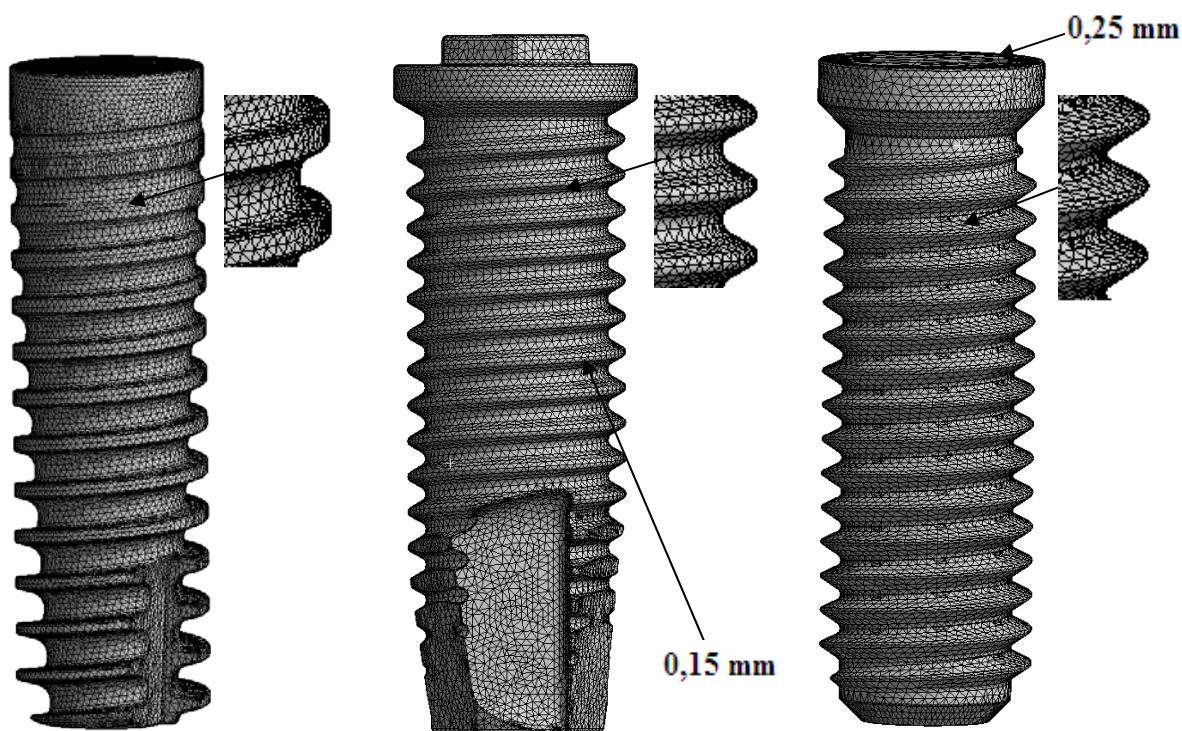
Prvek **CONTA174** je druhý z dvojice kontaktních prvků. Je vhodný pro 3D kontaktní úlohy a je to opět osmiuzlový prvek, kde každý uzel má tři stupně volnosti. Je přiřazován na povrch objemových nebo skořepinových prvků.

V této diplomové práci byly zvoleny dva typy kontaktů: kontakt BONDED ALWAYS a kontakt STANDARD bez tření.



Obr. 7.8 Prvek Conta174 [9]

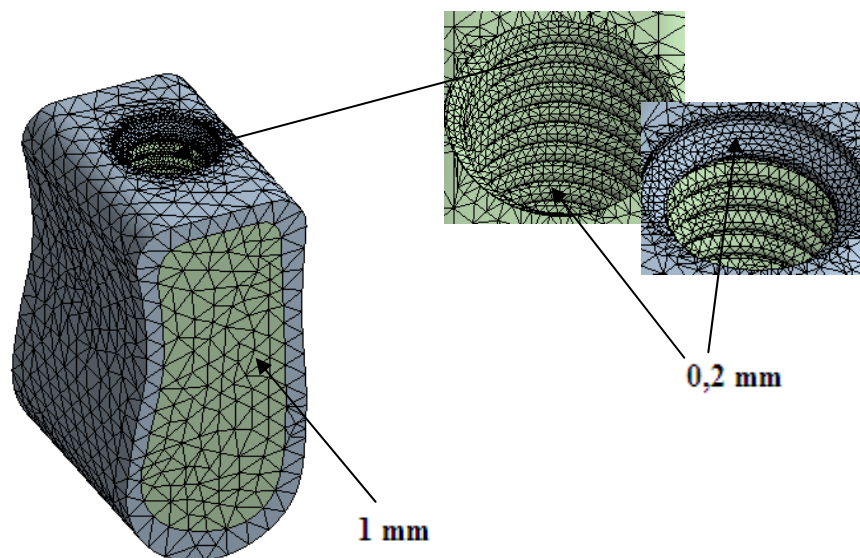
Při tvorbě konečnoprvkové sítě modelu šroubových implantátů byla snaha vytvořit co nejpravidelnější síť. Pro implantáty byla nastavena volná síť pomocí čtyřstěnnů SOLID 187. Velikost elementu implantátu je nastavena na 0,15 mm po plochách. Na ploše, kde působí zatížení byly konečnoprvkové elementy voleny 0,25 mm.



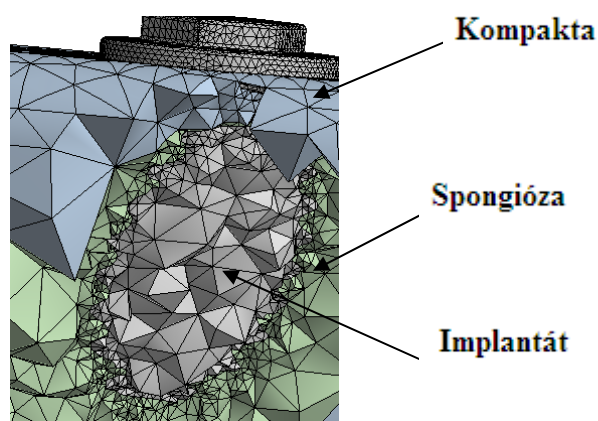
Obr. 7.9 Konečnoprvkový model implantátů



Vzhledem k počtu elementů a omezené kapacitě hardwaru nebylo možné na spongiózní a kompaktní kost použít síť s jemnými prvky. Síť byla opět tvořena čtyřstěny (SOLID 187). Velikost elementu byla nastavena po površích na 1 mm a v místech koncentrátorů napětí (místa kontaktu s implantátem) byla síť zahuštěna na 0,2 mm.



*Obr. 7.10 Konečnoprvkový model kompaktní a spongiózní kosti*

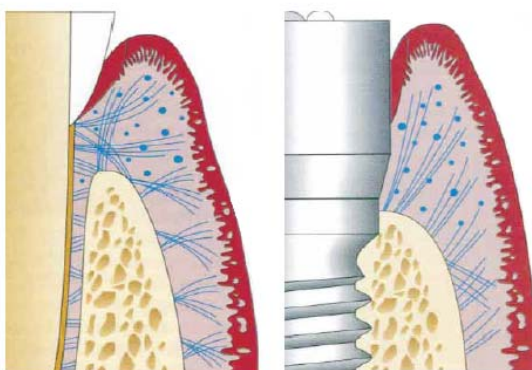


*Obr. 7.11 Řez konečnoprvkového modelu řešené soustavy*

Konečnoprvkový model spongiózní a kompaktní kosti byl omezen také proto, aby byla splněna podmínka 256 000 uzlů pro akademickou licenci ANSYSU.

### 7.3 Model spojení

Při zavedení implantátu do alveolární kosti a následném vhojení implantátu je nutný přímý kontakt kostní tkáně s povrchem implantátu bez vmezeřených buněk – tzv. osseointegrace. U aplikovaného implantátu, na rozdíl od zdravého zubu chybí paradontální vlákna, obsah paradontální štěrby a cévní zásobení.



Obr. 7.12 Morfologie tkání kolem zubu a kolem implantátu [16]

Úspěšná osseointegrace závisí na typu tkáně, která překlene mezeru mezi kostní tkání a implantátem. Implantáty z čistého titanu s hladkým povrchem se používají nejdéle a jejich výsledky jsou závislé na kvantitě a kvalitě kosti. Dále se používají implantáty s drsným povrchem. K opracování povrchu se používají metody, jako je sprejování titanem, povlakování hydroxypatitem, dále pískování, leptání ( $\text{HCl-H}_2\text{SO}_4$ ,  $\text{HF-NO}_3$ ), apod.

Metody sprejování titanem a povlakování hydroxypatitem představují aditivní metody, jejichž cílem je zlepšit biologické a fyzikální vlastnosti povrchu implantátu, který je v přímém kontaktu s kostní tkání. Opracování povrchu implantátu pískováním nebo leptáním jsou metody eliminující mikroskopické částice z povrchu implantátu – subtraktivní metody. Tyto metody zvětšují povrch implantátu, aniž by docházelo ke kontaminaci titanu a přidaných částic.

Na hladkém povrchu není adheze příliš dobrá, mohou se vytvářet dutinky, které snižují plochu kontaktu mezi implantátem a kostní tkání. U leptaných povrchů se zvětšuje při osseointegraci kontaktní plocha.

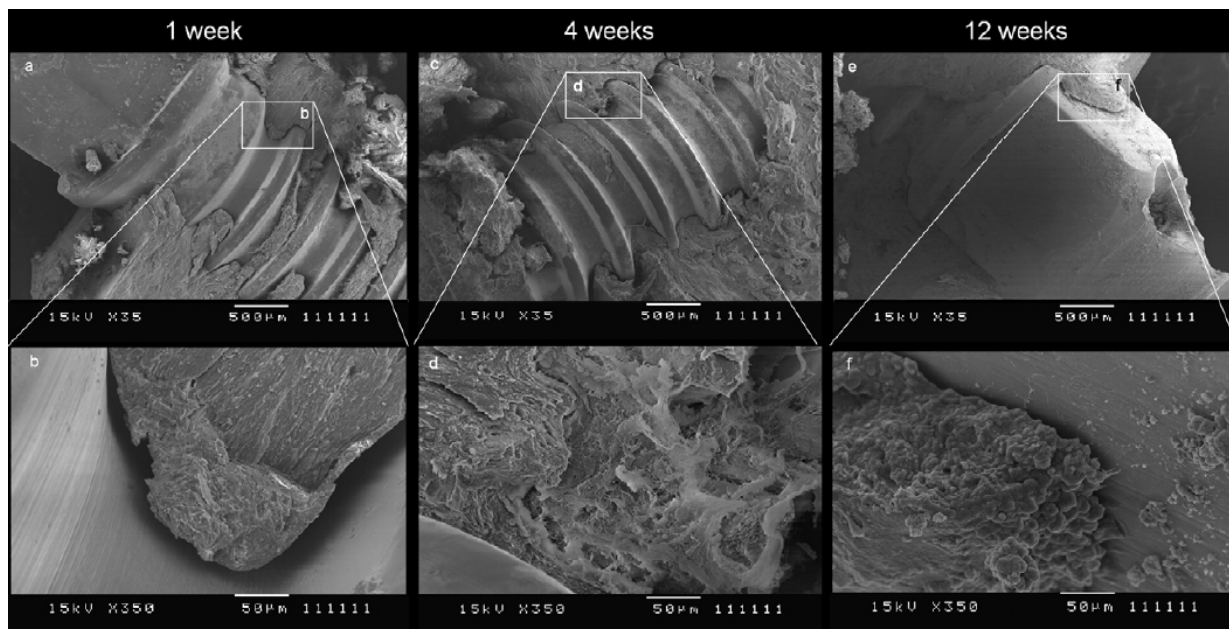
Osseointegrace bývá zajištěna také zanořením implantátu a vhojovacím obdobím:

- a) *Konvenční zatížení* – vhojovací období se doporučuje 4 měsíce u mandibuly a 6 měsíců v maxille.
- b) *Okamžité zatížení* – o úspěchu této koncepce rozhodují tyto faktory: dobrá kvalita a kvantita kosti, implantáty by měly být rozmístěny po oblouku (rozmístění na kružnici



omezuje pohyblivost implantátů), čím více implantátů ponese provizorní náhradu, tím bude lepší rozložení okluzních sil.

c) *Časné zatížení* – kombinace konvenčního a okamžitého zatížení.

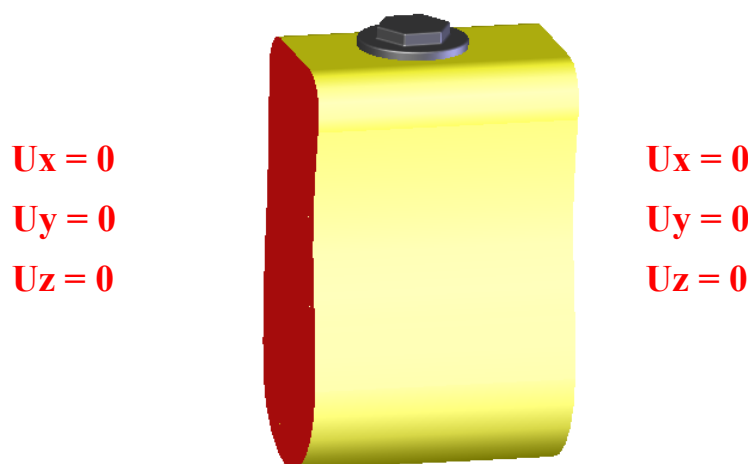


*Obr. 7.13 Tvorba nové kosti kolem implantátu [28]*

Po zavedení implantátu do čelisti probíhá postupně osseointegrace nejprve s „měkkou“ spongiózní kostí a poté s kostí „tvrdou“ - kompaktní. Nejdéle tedy trvá osseointegrace u krčku šroubového implantátu, který srůstá s kompaktní kostí. Na obr. č. 7.13 je znázorněn průběh osseointegrace s kompaktní kostí. V místě, kde není implantát osseointegrovan, dochází k relativním posuvům mezi kostí a nepřirostlým povrchem implantátu. Varianty, které budou v této práci řešeny, jsou uvedeny v kap 7.4.

## 7.4 Model vazeb

Pro úlohy, řešené metodou konečných prvků u nepohyblivých těles je cílem uchycení modelu v prostoru. To se zajistí předepsáním vhodných okrajových podmínek. V této diplomové práci byla modelována část mandibuly o délce 10 mm a standardní typy implantátů o průměru 3,75 mm. Implantát je umístěn uprostřed modelu části čelisti. Jelikož je řešen pouze výřez ze spodní čelisti, není nutné zahrnovat do okrajových podmínek také žvýkací svaly a kloub čelisti. Bylo tedy zabráněno posuvům ve všech uzlech blíže čelistnímu kloubu i blíže střední čáře mandibuly (obr. 7.14).

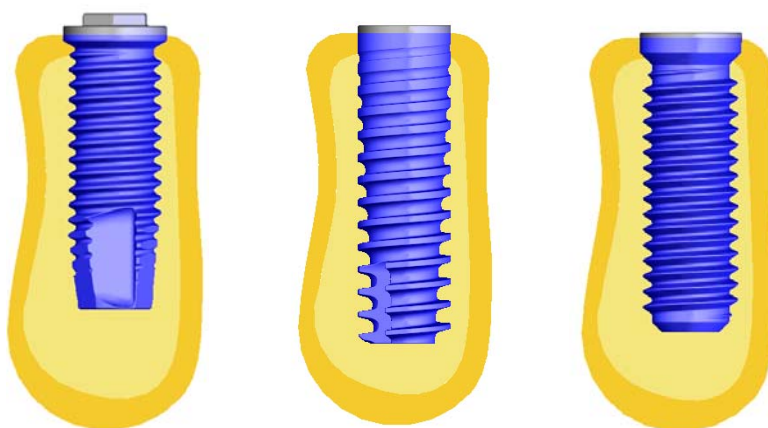


Obr. 7.14 Okrajové podmínky soustavy Implantát – Dolní čelist

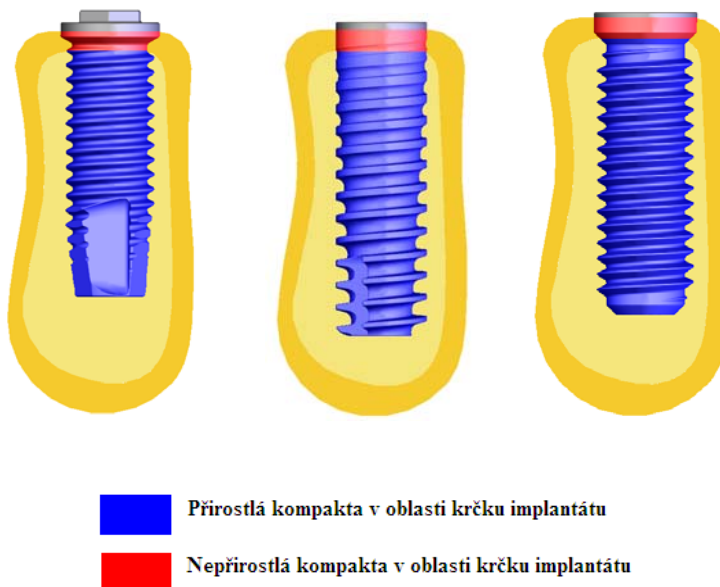
Vazby mezi kortikální a spongiózní vrstvou kostní tkáně byly vytvořeny pomocí vazby MERGE ITEMS. Tato vazba zajišťuje pevné spojení těles bez použití kontaktu se spojenou MKP sítí.

Vazby mezi implantátem a kostní tkání jsou vytvořeny pomocí kontaktu BONDED ALWAYS (pevné spojení s rozdílnou sítí). Tento kontakt byl vytvořen prvkem *Targe170* a *Conta174* a byl proveden pro první variantu, kde je implantát osseointegrovan. U druhé varianty nenastane osseointegrace v oblasti krčku implantátu, a proto byl použit kontakt STANDARD bez tření. Tento kontakt byl opět vytvořen prvkem *Targe170* a *Conta 174*. V těchto místech bude docházet k relativním posuvům. Na obr. 7.15 jsou znázorněny 2 varianty, které budou v této práci řešeny. Modré označení představuje pevné spojení implantátu s kostí – tzn. nastane osseointegrace, červená barva představuje stav, kdy nenastane osseointegrace v oblasti krčku implantátu.

#### Varianta 1 – Kontakt BONDED



### Varianta 2 – Kontakt STANDARD



Obr. 7.15 Varianty řešení

## 7.5 Model zatížení

Zuby člověka jsou určeny k dělení a rozměšňování potravy a při tomto procesu na zuby působí síly. Směry působení jednotlivých sil zahrnují žvýkací síly. Experimentálně bylo zjištěno, že žvýkací síly jsou schopny působit na zub silou až 2440 N v axiálním směru a v laterálním směru až 100 N [2]. Hodnoty sil mezi zuby v axiálním směru byly převzaty z literatury [24] a jsou uvedeny v tabulce 7.1.

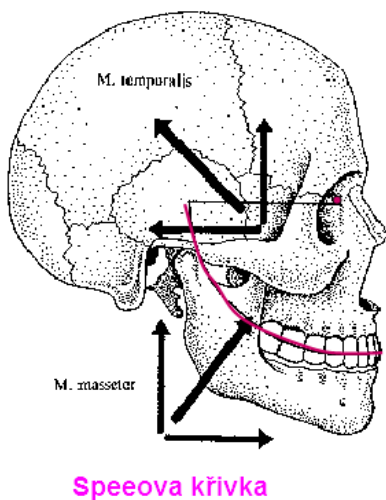
Číslo	Název zubu	Síla mezi zuby [N]
1	Střední řezák	55
2	Postranní řezák	85
3	Špičák	115
4	První premolár	145
5	Druhý premolár	165
6	První molár	175
7	Druhý molár	190

Tab. 7.1 Síly působící při okluzi na jednotlivé zuby v okluzní rovině

Žvýkání je soustava pohybů, při nichž dochází k dělení a rozměňování potravy. Skládá se z několika pohybů, které se cyklicky opakují. Nejdříve dojde k oddělení sousta (ukousnutí), které je pak rozměňováno a míšeno se slinami až do okamžiku, kdy je jeho

konzistence vhodná k polknutí. [20]. Výslednicí žvýkacích svalů je Speeova křivka neboli čára okluze se středem v očnici a poloměrem 10,6 cm. Je to křivka, která vede od řezáků k prvnímu moláru, který je nejvíce zatížen a poté stoupá až k třetímu moláru. Tvoří předozadní zakřivení zubních oblouků a napomáhá rovnoměrnému převodu žvýkacího tlaku na maxillu.

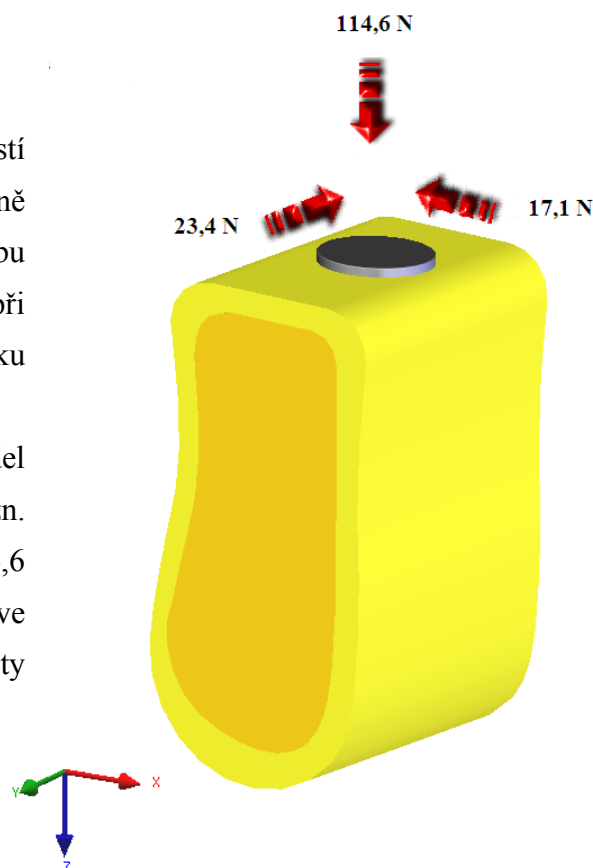
Žvýkací síla, která působí při kousání je nejčastěji rovnoběžná s interalveolární osou. Při třecích pohybech (mediální tření) se tento směr mění na vestibulo-orální. Přetížení je obecně považováno za pravděpodobnou příčinu resorpce kosti.



Obr. 7.16 Čára okluze [7]

Zubní implantát se zavádí do kosti čelistí a z funkčního hlediska musí zdravý zub plně nahradit. Je tedy stejně jako u zdravého zubu vystavován působení sil, které vznikají při žvýkání. Vlivem těchto sil dochází ke vzniku napětí v kostní tkáni. [21]

V této diplomové práci je model implantátu v čelisti zatížen nesymetricky, tzn. silou 17,1 N ve směru vestibulo-orálním, 114,6 N ve směru kranio-kaudálním a 23,4 N ve směru mesio-distálním (obr. 7.17). Hodnoty zatížení implantátu byly převzaty z literatury [21].



Obr. 7.17 Zatížení řešené soustavy

## 7.6 Model materiálu

### 7.6.1 Model materiálu kostní tkáně

Velkým problémem biomechaniky je stanovení materiálových charakteristik biologických tkání. Kostní tkáň je komplexní biomateriál, který vykazuje různé mechanické vlastnosti dle své struktury, lokality, směru zatížení, zátěžové historie apod. Typická je pro ni nelinearita, nehomogenita a anizotropie.

V této práci byl vytvořen jednoduchý model části spodní čelisti. Materiál kostní tkáně byl zvolen jako homogenní, izotropní a lineárně pružný. Pro tento materiál jsou stanoveny dva parametry: Youngův modul pružnosti  $E$  [MPa] a Poissonovo číslo [-].

V dostupné literatuře se uvádí modul pružnosti pro zdravou spongiózu mandibuly v rozmezí 1000 – 2000 MPa. V této práci byl zvolen modul pružnosti spongiózní kosti v rozsahu 10 – 1370 MPa. Poissonovo číslo spongiózní kosti bylo zvoleno konstantní. Materiálové charakteristiky kompaktní kosti budou také konstantní a byly převzaty z [29].

	<i>Modul pružnosti v tahu <math>E</math></i>	<i>Poissonovo číslo</i>
Spongiózní kost	10 - 1300 MPa	0,3
Kompaktní kost	13700 MPa	0,3

Tab. 7.2 Materiálové charakteristiky kompaktní a spongiózní kosti

### 7.6.2 Model materiálu zubního implantátu

Pro implantaci je nutné zvolit takový materiál, aby byla zajištěna biologická snášenlivost. Tento požadavek splňuje titan. Titan je nejpoužívanější kov k výrobě zubních implantátů. Je to polymorfní kov s nízkou hustotou, vynikající odolností proti korozi a dobrými mechanickými vlastnostmi. Vyznačuje se specifickými vlastnostmi, které jej předurčují pro aplikace v extrémních podmínkách.

- vysoký poměr pevnost / hustota
- vynikající korozní odolnost (vůči atmosféře, sladké a mořské vodě, většině průmyslových kyselin, zásad atd.)
- erozní odolnost (vůči kavitaci mořské vody kontaminované pískem)
- velmi dobrá kompatibilita s živočišnou tkání (předurčuje titan pro dentální implantáty)

- snadné zpracování titanu a jeho slitin (technologicky srovnatelné s nerezovými nebo niklovými slitinami). [11]

Model materiálu implantátu byl určen v této práci jako homogenní, izotropní a lineárně pružný. Hodnoty Youngova modulu pružnosti a Poissonova čísla byly převzaty z [11] a jsou uvedeny v tab. 7.3.

	<i><b>Modul pružnosti v tahu</b></i> <i><b><math>E</math></b></i>	<i><b>Poissonovo číslo</b></i>
Titan	105 GPa	0,34

*Tab. 7.3 Materiálové charakteristiky titanu*

## 7.7 Realizace výpočtu

Výpočty byly realizovány na počítačích ÚMT VUT FSI v Brně. Dle náročnosti byly provedeny na počítačích následujících parametrů:

- Čtyřprocesorové stanice s 3GB RAM, procesor Intel Core Quad inside s frekvencí 2,49 GHz, 250GB harddisk, operační systém Windows XP 32bit
- AMD Athlon 64 Processor 3000+ s frekvencí 2,1GHz, 32GB harddisk, , operační systém Windows Vista 64bit

## 7.8 Nastavení řešičů výpočtového systému Ansys Workbench

Programový systém ANSYS Workbench nabízí pro řešení problémů několik typů řešičů. V této práci je řešen složitý model geometrie, kontaktní problém a použité materiály, které mají rozdílné materiálové charakteristiky. Pro řešení soustavy implantát – dolní čelist bude použit iterační řešič PCG (The Preconditioned Conjugate Gradient). Tento řešič je vhodný pro náročné 3D úlohy. Přesnost řešiče nastavena na  $1 \cdot 10^{-4}$ .

Délka výpočtů se pohybovala u každé řešené úlohy v závislosti na rozsahu nelinearity, a to v řádu 30 min až 8 hodin. Náročnost je závislá na použitém typu řešiče, rozsahu a velikosti řešené úlohy a především použitým hardwaru.

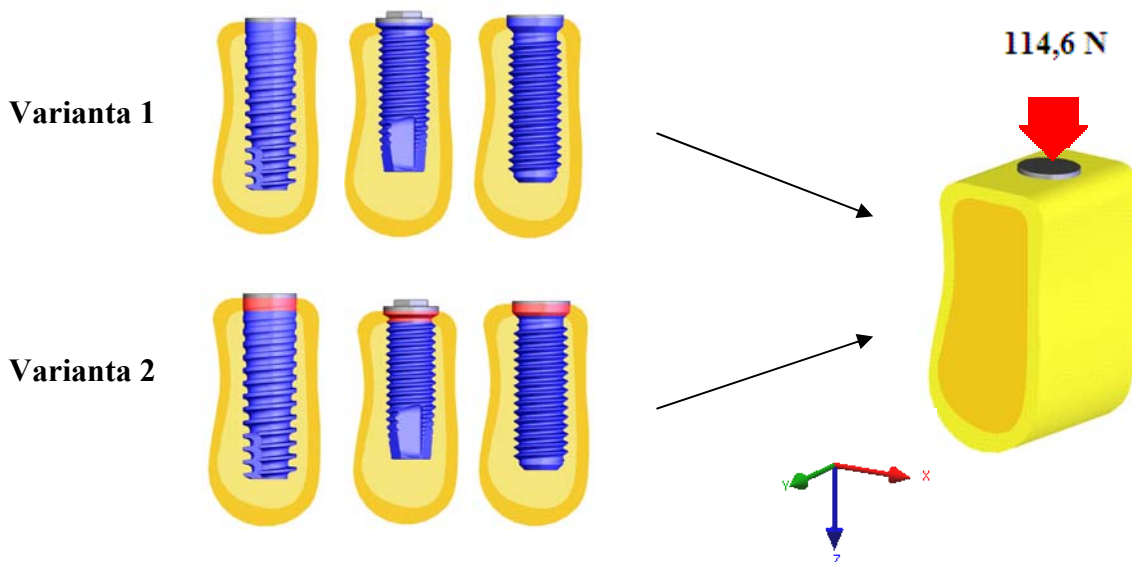
## 8. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

### 8.1 Citlivostní analýza

Úkolem citlivostní analýzy je zjistit jaký vliv mají vstupní veličiny na hodnoty výstupních veličin. Citlivostní analýza byla provedena pro měkčí spongiózní kost a její vliv na napjatost a deformaci. Měnicí se vstupní parametr byl určen pro modul pružnosti spongiózy v rozsahu 10 – 1300 MPa. Poissonovo číslo bylo určeno konstantní, tzn. 0,3. Materiálové charakteristiky kompaktní kosti a implantátu byly také konstantní (viz. kap. 7.6)

Citlivostní analýza byla provedena pro 2 varianty – obr. 8.1. U první varianty proběhla osseointegrace ve spongiózní i kompaktní kosti – označeno modře, u druhé varianty neproběhla osseointegrace v oblasti kompaktní kosti – označeno červeně.

Vzhledem k omezeným možnostem hardwaru a důvodu náročnosti výpočtu byla citlivostní analýza provedena pro zatížení silou  $F_z = 114,6 \text{ N}$ , působící v axiálním směru implantátu. Tento směr zatížení byl zvolen protože se předpokládá, že nejvíce ovlivňuje napjatost a deformaci. Pro celou citlivostní analýzu bylo provedeno 72 výpočtů a celková doba těchto výpočtů trvala přibližně 400 hodin. Nejdéle trvaly výpočty u 2. implantátu u varianty č. 2.



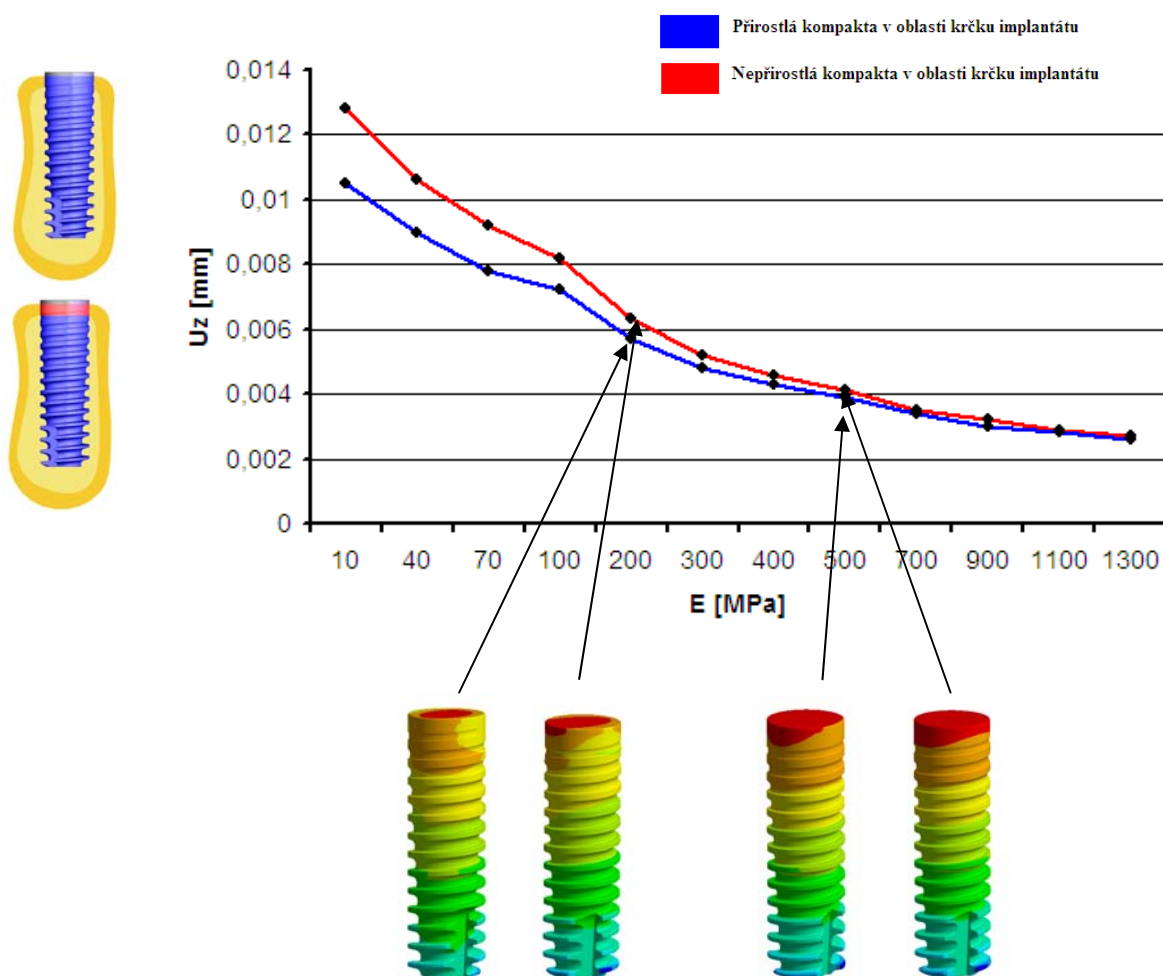
Obr. 8.1 Směr zatížení a varianty řešení



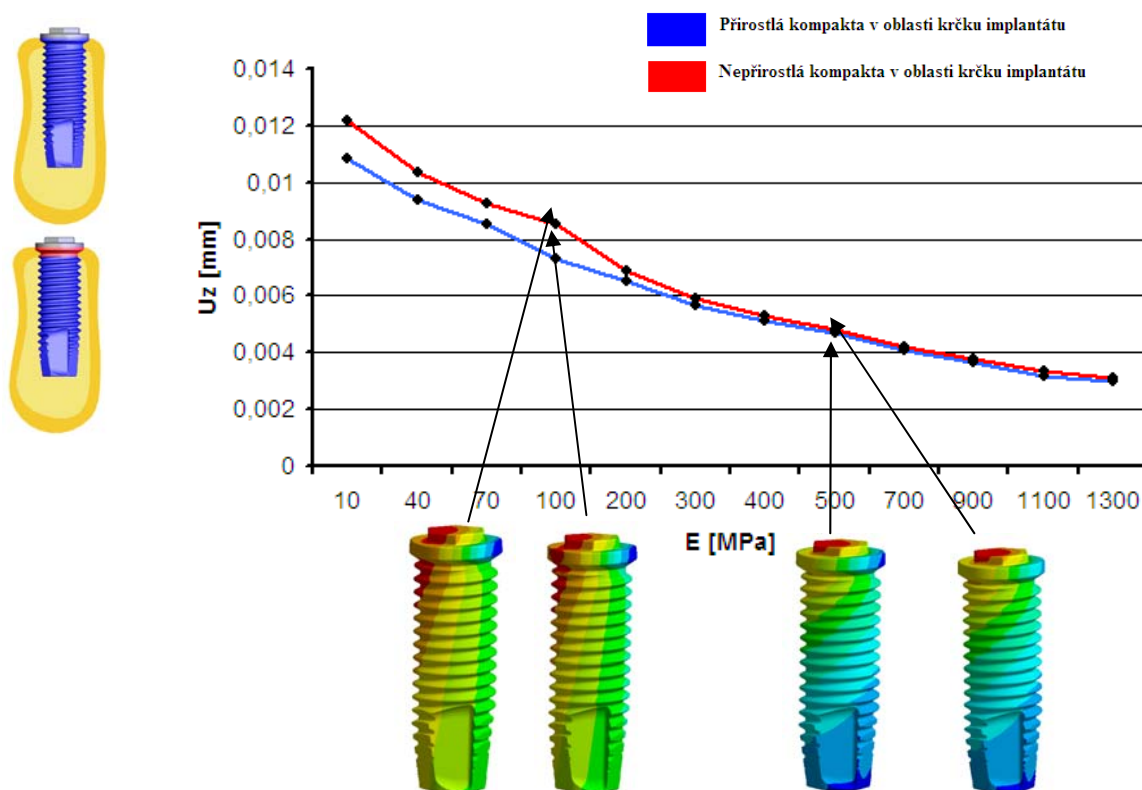
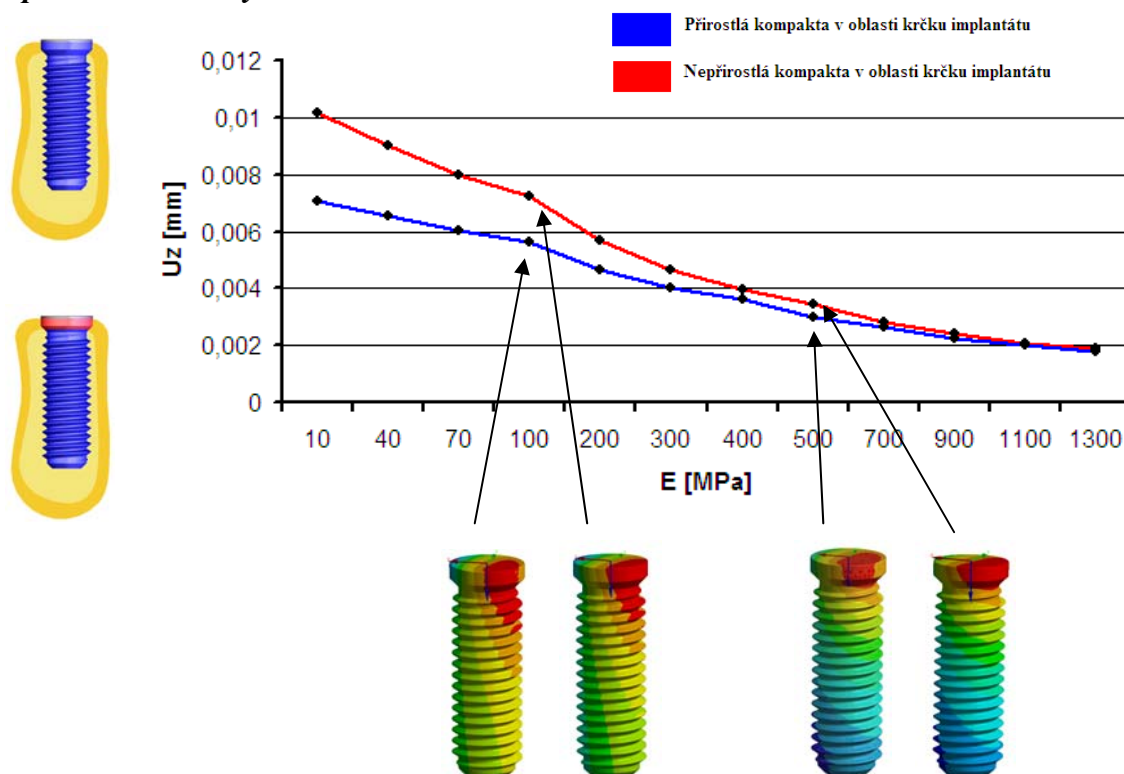
### 8.1.1 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na posuvy implantátu

Grafy uvedené na obr. 8.2 – 8.4 představují závislost maximálního posuvu  $U_z$  implantátu na velikosti modulu pružnosti spongiózní kosti. Grafy jsou vykresleny pro 2 varianty stádia osseointegrace, tři typy implantátů a pro zatížení v axiálním směru implantátu  $F_z = 114,6$  N. Z grafů je patrné, že při rostoucím modulu pružnosti spongiózní kosti se posuvy implantátů snižují. Vliv má také stupeň osseointegrace a dá se usoudit, že čím menší plocha implantátu je osseointegrovaná, tím větší budou posuvy v této oblasti.

#### Implantát typu Ankylos



Obr. 8.2 Maximální posuvy implantátu „ $U_z$ “ při zatížení silou  $F_z = 114,6$  N

**Implantát typu Branemark**Obr. 8.3 Maximální posuvy implantátu „ $U_z$ “ při zatížení silou  $F_z = 114,6$  N**Implantát s metrickým závitem**Obr. 8.4 Maximální posuvy implantátu „ $U_z$ “ při zatížení silou  $F_z = 114,6$  N

Posuvy implantátů byly vykresleny z důvodu tvarové odlišnosti a stádia osseointegrace. V tabulce 8.1. jsou znázorněny hodnoty maximálních posuvů  $U_z$ , odpovídající modulu pružnosti spongiózní kosti 100 a 500 MPa. Jak je vidět v tabulce i v grafech, jsou posuvy implantátů u modulu pružnosti spongiózy 100 MPa u varianty 2, kdy není implantát přirostlý ke kortikální kosti vyšší, než u varianty 1, kdy je implantát vhojený (osseointegrovaný). Při modulu pružnosti 500 MPa se posuvy implantátů u obou variant řešení téměř neliší.

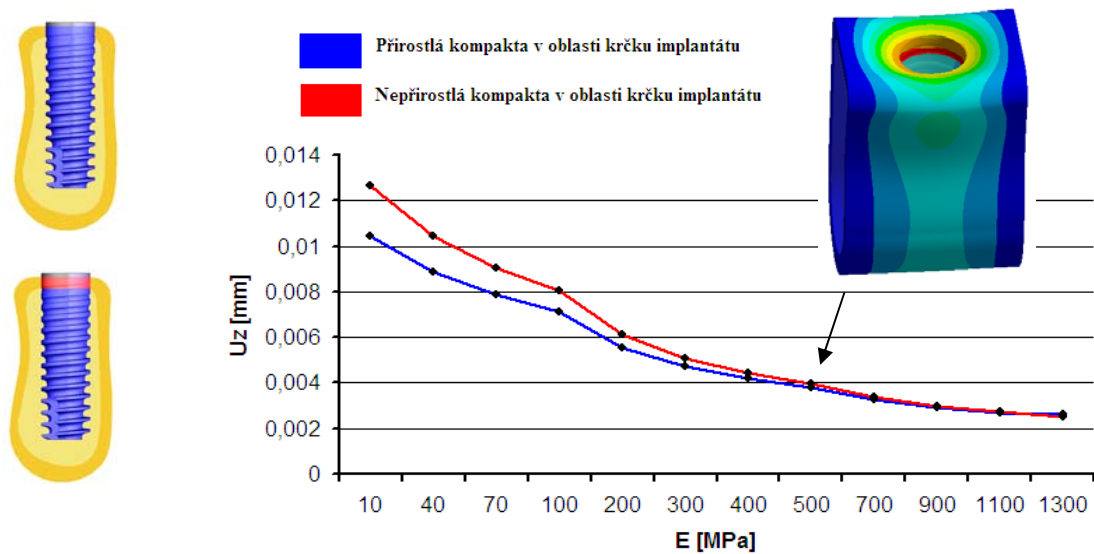
Posuvy implantátu	1. implantát	2. implantát	3. implantát
Varianta 1 ( $E = 100$ MPa)	-0,0072	-0,0065	-0,0072
Varianta 2 ( $E = 100$ MPa)	-0,0082	-0,0085	-0,0056
Varianta 1 ( $E = 500$ MPa)	-0,0039	-0,041	-0,0029
Varianta 2 ( $E = 500$ MPa)	-0,0041	-0,0048	-0,0035

Tab. 8.1 Hodnoty posuvů implantátů při zatížení v axiálním směru implantátu

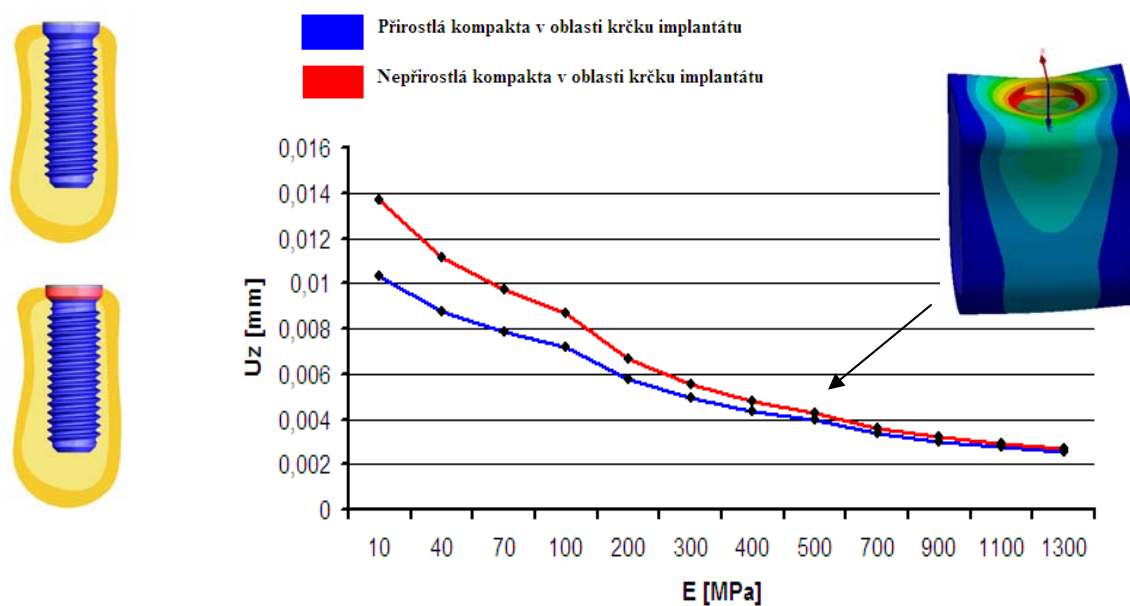
### 8.1.2 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na posuvy kortikální kosti

Grafy na obr. 8.5 a 8.6 zobrazují závislost maximálního posuvu kortikální kosti v axiálním směru implantátu  $U_z$  na modulu pružnosti spongiózní kosti v rozsahu 10 – 1300 MPa. Z důvodů náročnosti výpočtu a omezené kapacity hardwaru na vykreslení výsledků jsou grafy znázorněny pro dva typy implantátů (implantát typu Ankylos a implantát s metrickým závitem).

Z grafů je zřejmé, že u obou implantátů jsou hodnoty maximálních posuvů kortikální kosti obdobné a s rostoucím modulem pružnosti spongiózy se snižují posuvy kortikální kosti. Ke značnému snížení posuvů kortikální kosti dochází při hodnotách modulu pružnosti 10 – 300 MPa a od této hodnoty se posuvy snižují nepatrně. Pro hodnoty modulu pružnosti spongiózní kosti 900 MPa a výše jsou hodnoty posuvů téměř stejné u obou variant řešení. Pro implantát typu Branemark se předpokládá, že posuvy budou mít podobný průběh.

*Implantát typu Ankylos*

Obr. 8.5 Posuvy kortikální kosti při zatížení silou 114,6 N (1. implantát)

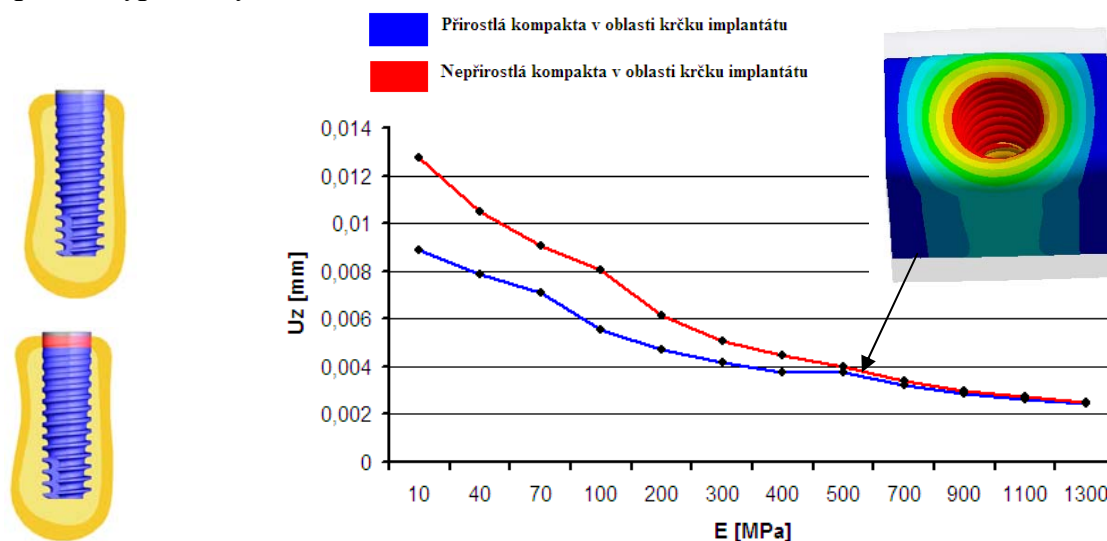
*Implantát s metrickým závitem*

Obr. 8.6 Posuvy kortikální kosti při zatížení silou 114,6 N (3. implantát)

### 8.1.3 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na posuvy spongiózní kosti

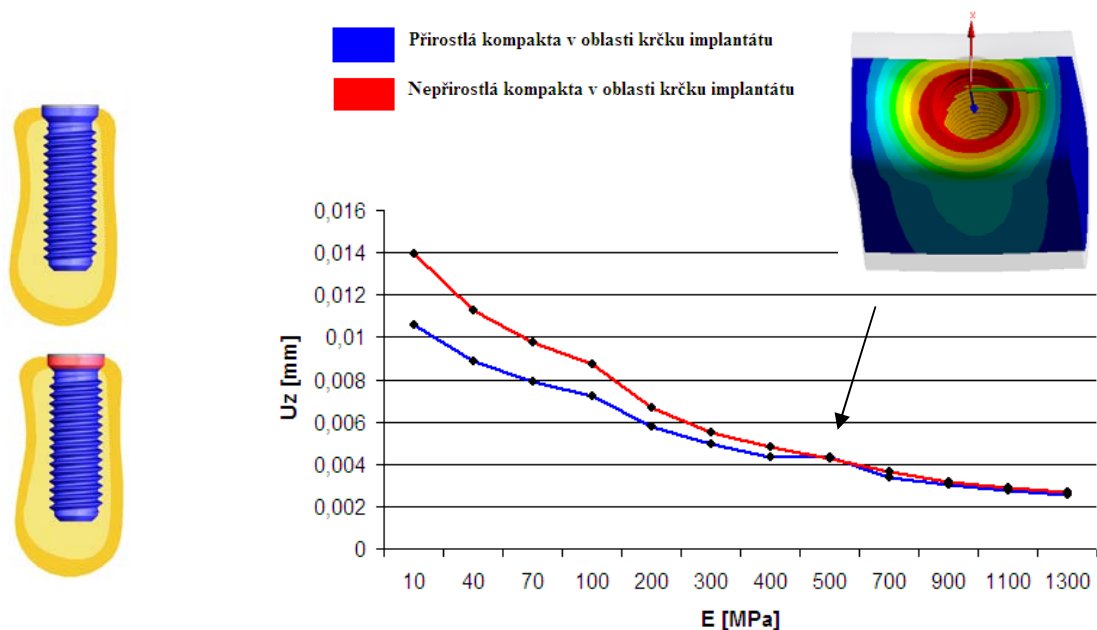
Na obrázku 8.7 a 8.8 jsou zobrazeny závislosti maximálního posuvu  $U_z$  spongiózy na velikosti modulu pružnosti spongiózní kosti. Grafy jsou vykresleny pro dvě varianty kontaktu, dva implantáty a zatížení silou  $F_z = 114,6$  N.

#### Implantát typu Ankylos



Obr. 8.7 Posuvy spongiózní kosti při zatížení silou 114,6 N (3. implantát)

#### Implantát s metrickým závitem



Obr. 8.8 Posuvy spongiózní kosti při zatížení silou 114,6 N (3. implantát)

U obou řešených implantátů i variant kontaktu je závislost posuvů téměř stejná. S rostoucím modulem pružnosti spongiózní kosti se posuvy stejně jako u posuvů kortikální kosti a implantátu snižují a to jak u varianty 1, tak u varianty 2. Při hodnotách modulu pružnosti spongiózní kosti 10 – 300 MPa dochází ke značnému snížení posuvů a od této hodnoty se posuvy spongiózy snižují nepatrně. Při hodnotách modulu pružnosti spongiózní kosti 900 MPa a výše jsou posuvy téměř stejné u obou variant osseointegrace.

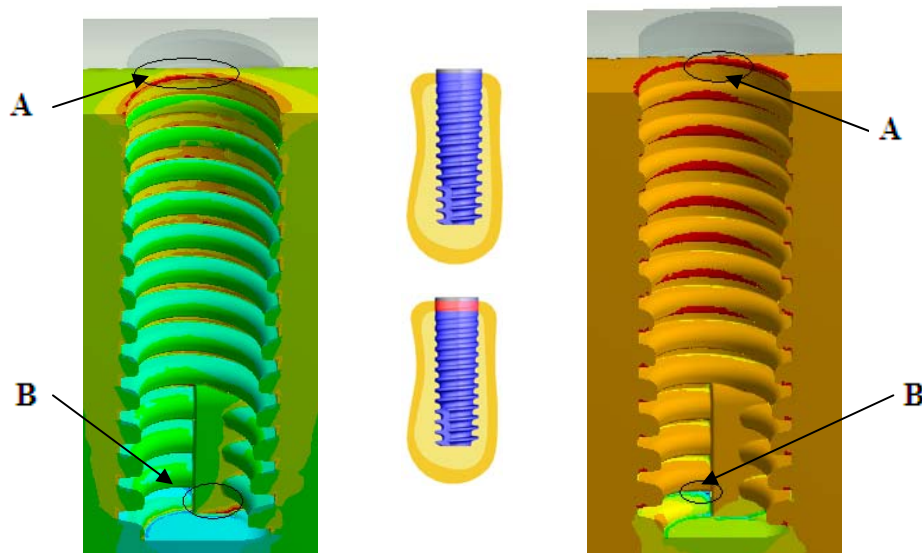
#### 8.1.4 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na hlavní napětí spongiózní kosti

Pro posuzování mezního stavu pružnosti jsou důležité průběhy prvního a třetího hlavního napětí. 1. hlavní napětí je významné z hlediska možného porušení křehkým lomem. V místech, kde je dominantní 3. hlavní napětí, je třeba brát jej jako rozhodující při posuzování mezního stavu. Lze tedy konstatovat, jestli jsou kosti přetížené, případně nezatížené. Kostní tkáň má obousměrný mezní stav a se řídí Wolfovým zákonem: Nezatížená i přetížená kost atrofuje (odumírá) a k růstu kosti dochází jen ve fyziologicky zatížené kosti, až do dosažení stabilní rovnováhy.

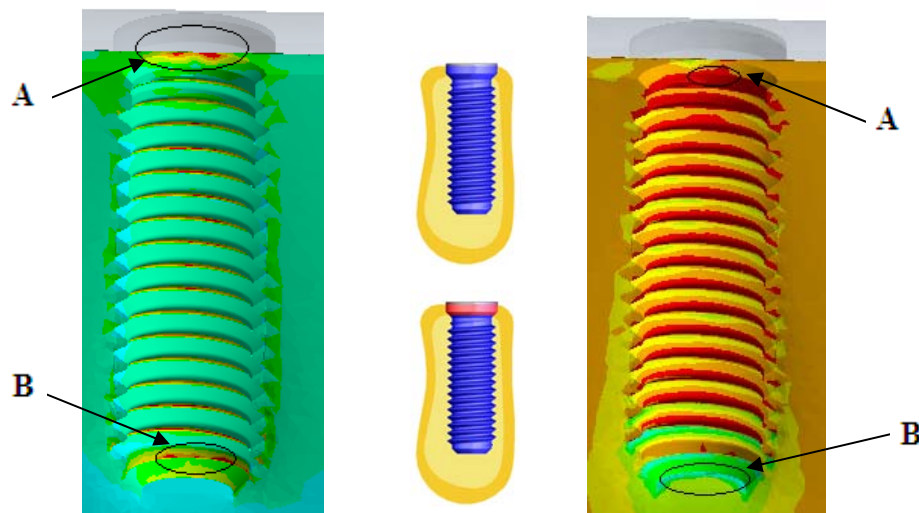
Následující grafy (obr. 8.11 – 8.18) popisují jaký vliv má 1. hlavní napětí ( $S_1$ ) a třetí hlavní napětí ( $S_3$ ) spongiózní kosti na modulem pružnosti spongiózní kosti. Grafy byly vykresleny pro dvě varianty stádia osseointegrace, pro zatížení v axiálním směru implantátu silou  $F_z = 114,6 \text{ N}$  a pro dva druhy implantátů.

Tato analýza byla provedena pro spongiózní kost, kde se sleduje, jak se mění napětí v oblasti maximálních hodnot 1. a 3. hlavních napětí. Oblast maximálních napětí, označená bodem **A** byla v místě přechodu mezi spongiózní a kompaktní kostní tkání - v oblasti krčku. V této oblasti bylo sledováno 1. a 3. hlavní napětí (obr. 8.9, 8.10) u první varianty i u druhé varianty řešení. Vlivem přerozdělení napětí se mění oblast maximálních hodnot hlavních napětí, a proto byla sledována oblast v místě, označeném bodem **B** (obr. 8.9, 8.10), opět pro obě 2 varianty kontaktu.

**Oblasti maximálních hodnot hlavních napětí:** V obr. 8.9 a 8.10 jsou zakresleny a označeny místa, ze kterých byly odečítány hodnoty hlavních napětí do grafů.

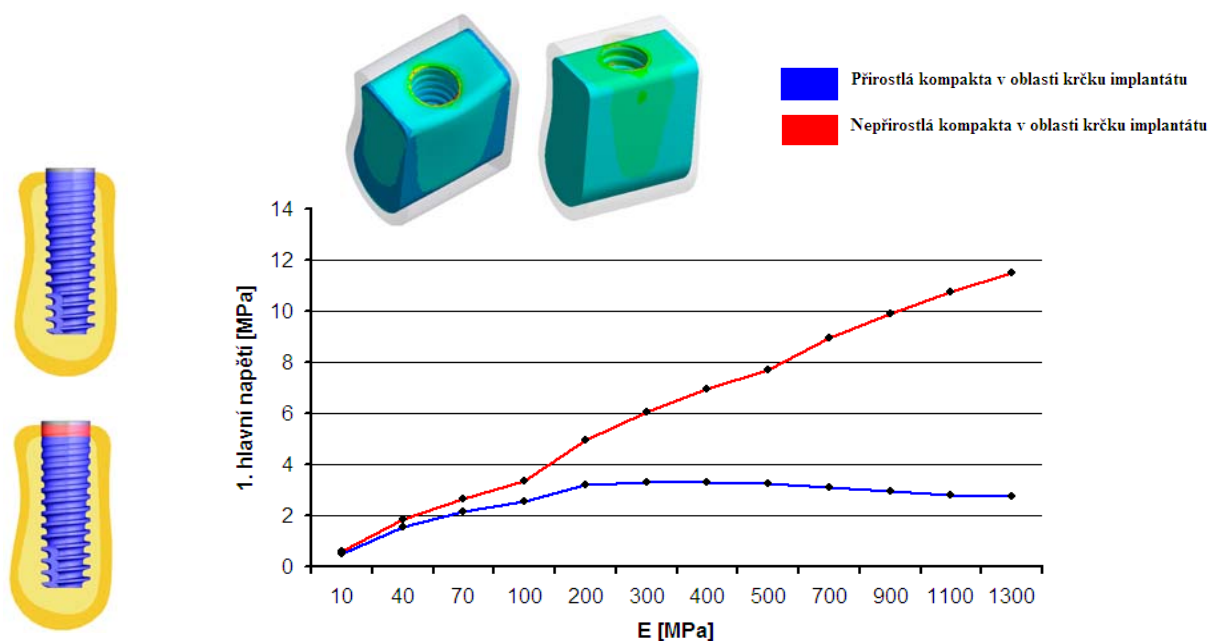


*Obr. 8.9 Řez spongiózní kostní tkání - oblast maximálních hodnot hlavních napětí pro implantát typu Ankylos*

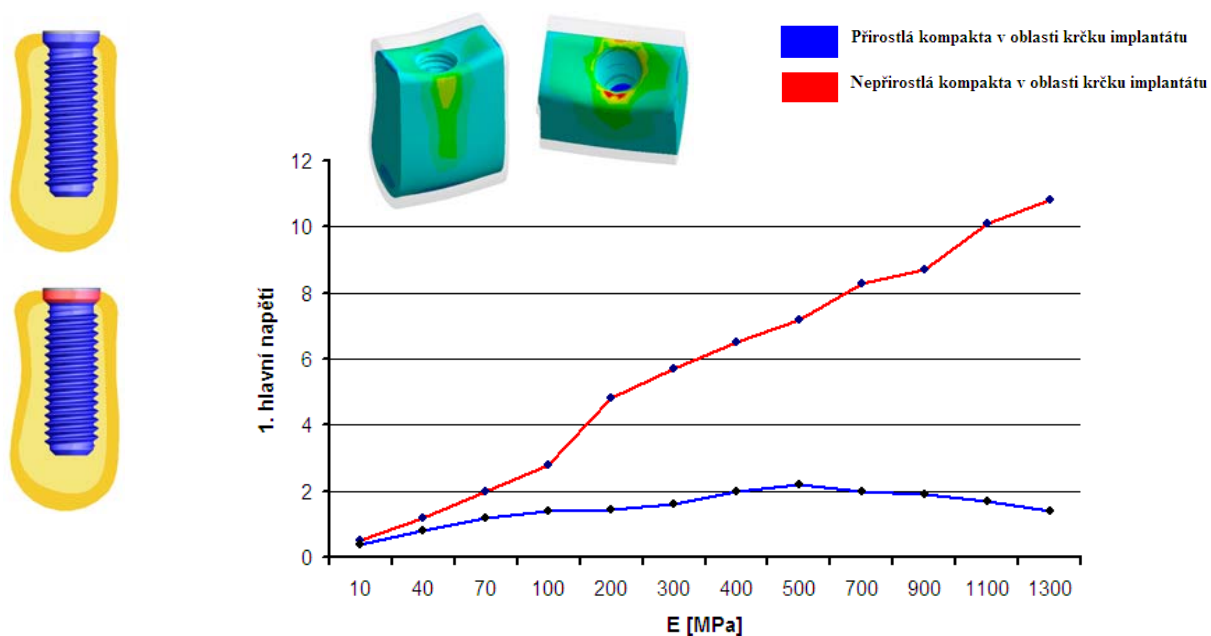


*Obr. 8.10 Řez spongiózní kostní tkání - oblast maximálních hodnot hlavních napětí pro implantát s metrickým závitem*



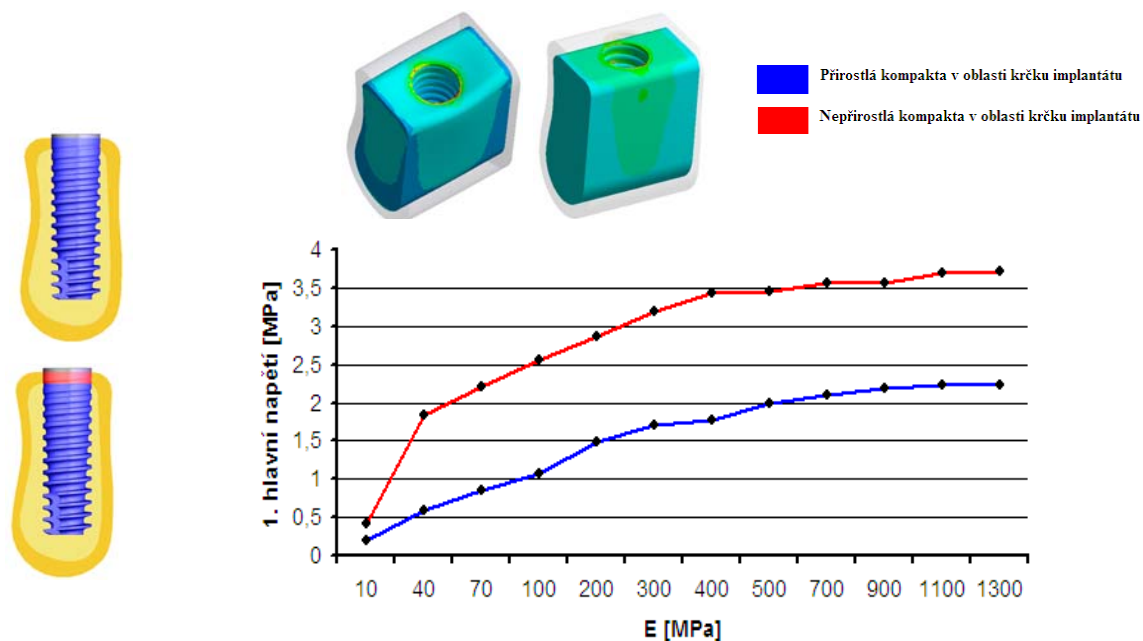
**Implantát typu Ankylos**

Obr. 8.11 1. hlavní napětí spongiózní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózní kosti – oblast A

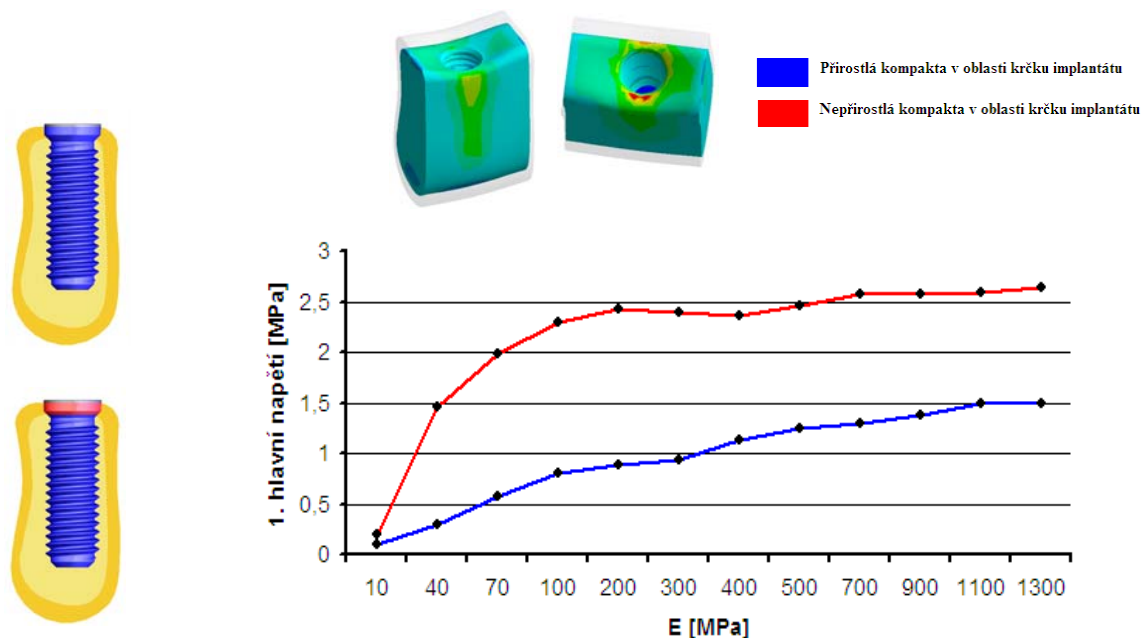
**Implantát s metrickým závitem**

Obr. 8.12 1. hlavní napětí spongiózní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózní kosti – oblast A



*Implantát typu Ankylos*

Obr. 8.13 1. hlavní napětí spongiózní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózní kosti  
– oblast B

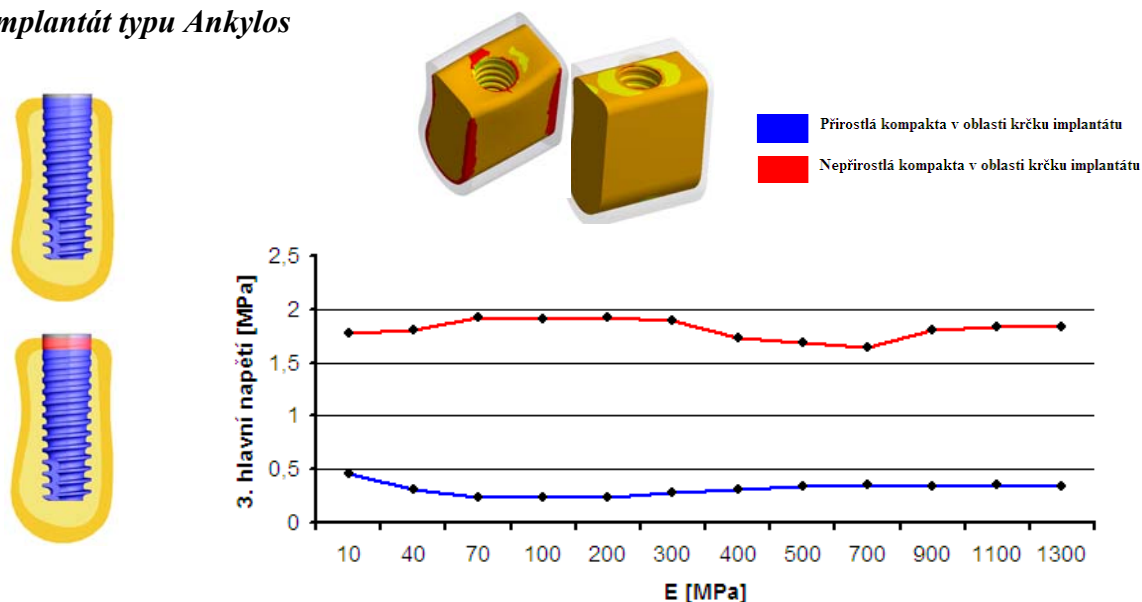
*Implantát s metrickým závitem*

Obr. 8.14 1. hlavní napětí spongiózní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózní kosti  
– oblast B

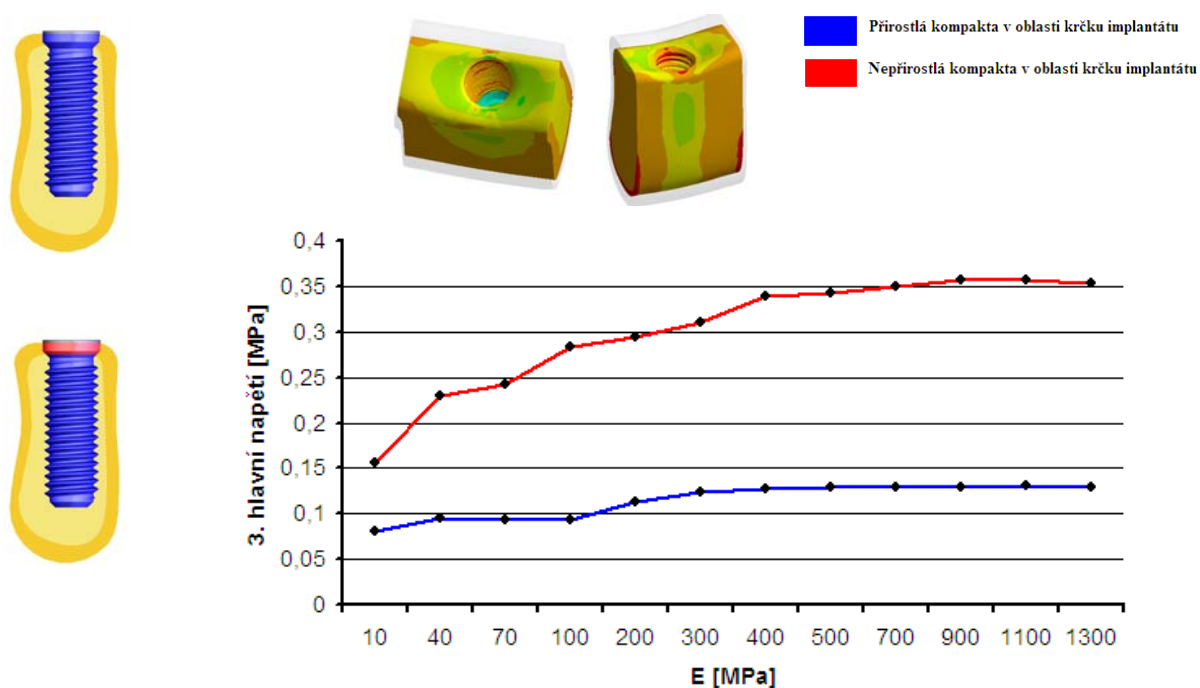
Na obr. 8.11 – 8.14 jsou znázorněny průběhy 1. hlavních napětí spongiózní kosti pro místa A a B (obr. 8.9 a obr. 9.10). Jsou zobrazeny pro dvě varianty řešení. Ve sledovaném místě A, tedy v místě krčku implantátu jsou průběhy 1. hlavního napětí podobné a napětí se příliš nemění. Pro oblast A u varianty 2, kdy neproběhla osseointegrace v kortikální kosti, napětí výrazně stoupá.

Pro oblast hodnot v místě B (obr. 8.13 a 8.14) u varianty 1 kdy je kortikální přirostlá, jsou opět hodnoty podobné a napětí vlivem modulu pružnosti spongiózní kosti vzrůstá pozvolně. V místě B napětí také prudce stoupá a přibližně od modulu pružnosti 250 MPa napětí roste nepatrně.

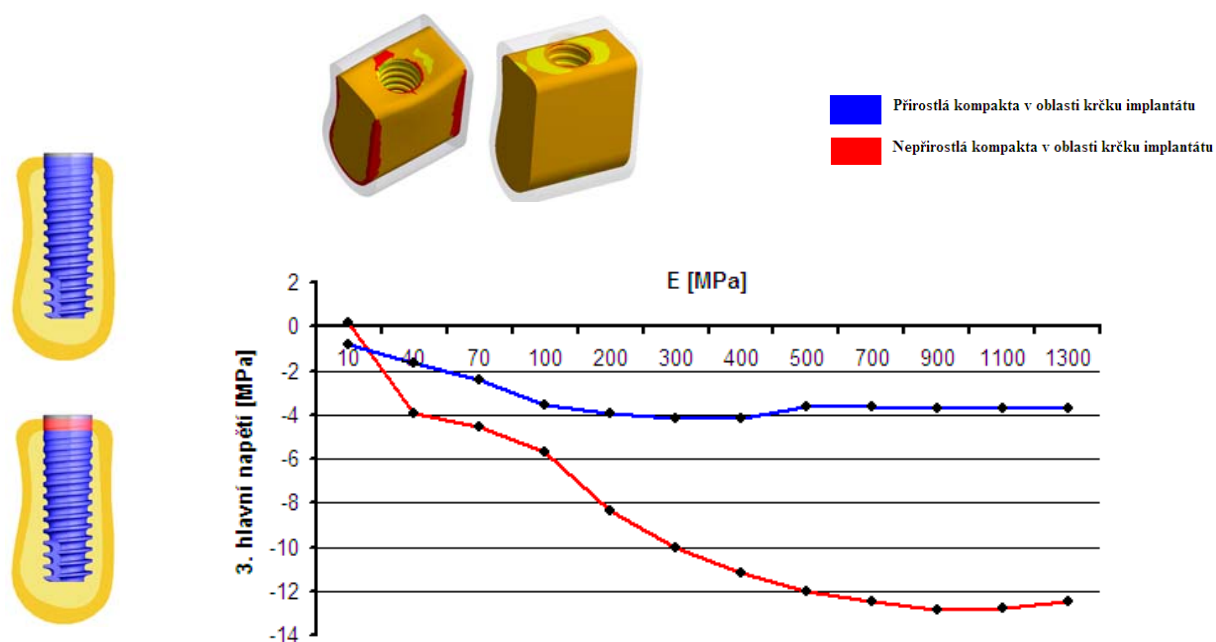
### Implantát typu Ankylos



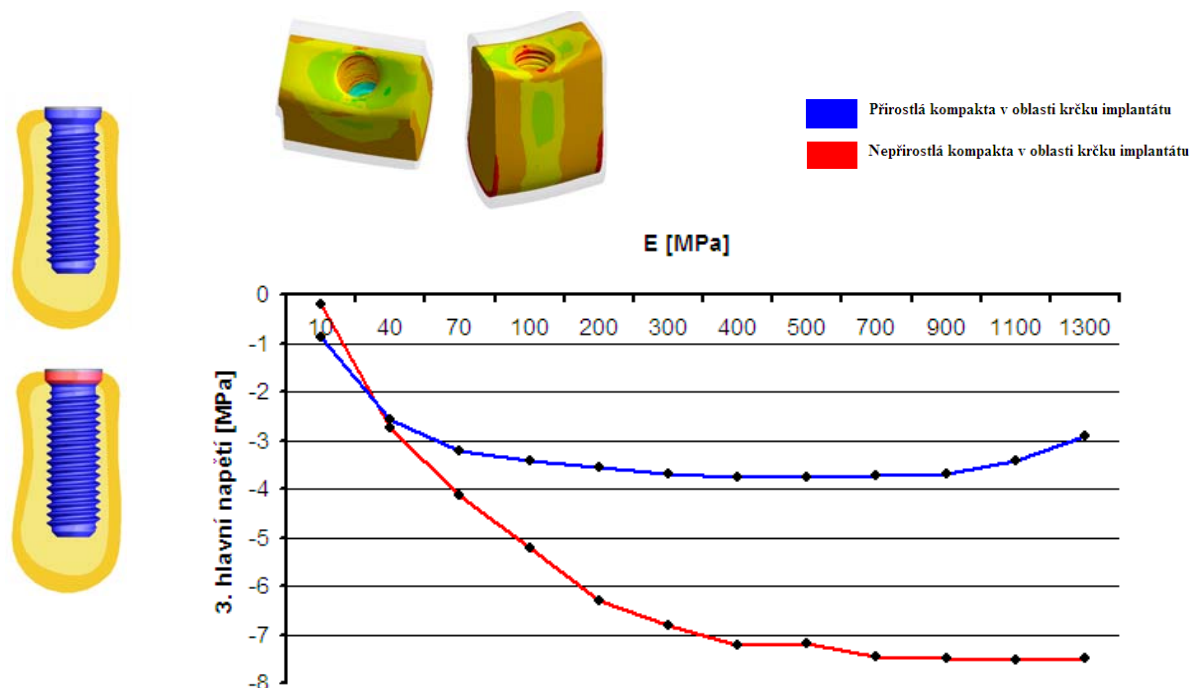
Obr. 8.15 3. hlavní napětí spongiózní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózní kosti – oblast A

**Implantát s metrickým závitem**

Obr. 8.16 3. hlavní napětí spongiózní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózní kosti  
– oblast A

**Implantát typu Ankylos**

Obr. 8.17 3. hlavní napětí spongiózní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózní kosti  
– oblast B

**Implantát s metrickým závitem**

Obr. 8.18 3. hlavní napětí spongiózní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózní kosti – oblast B

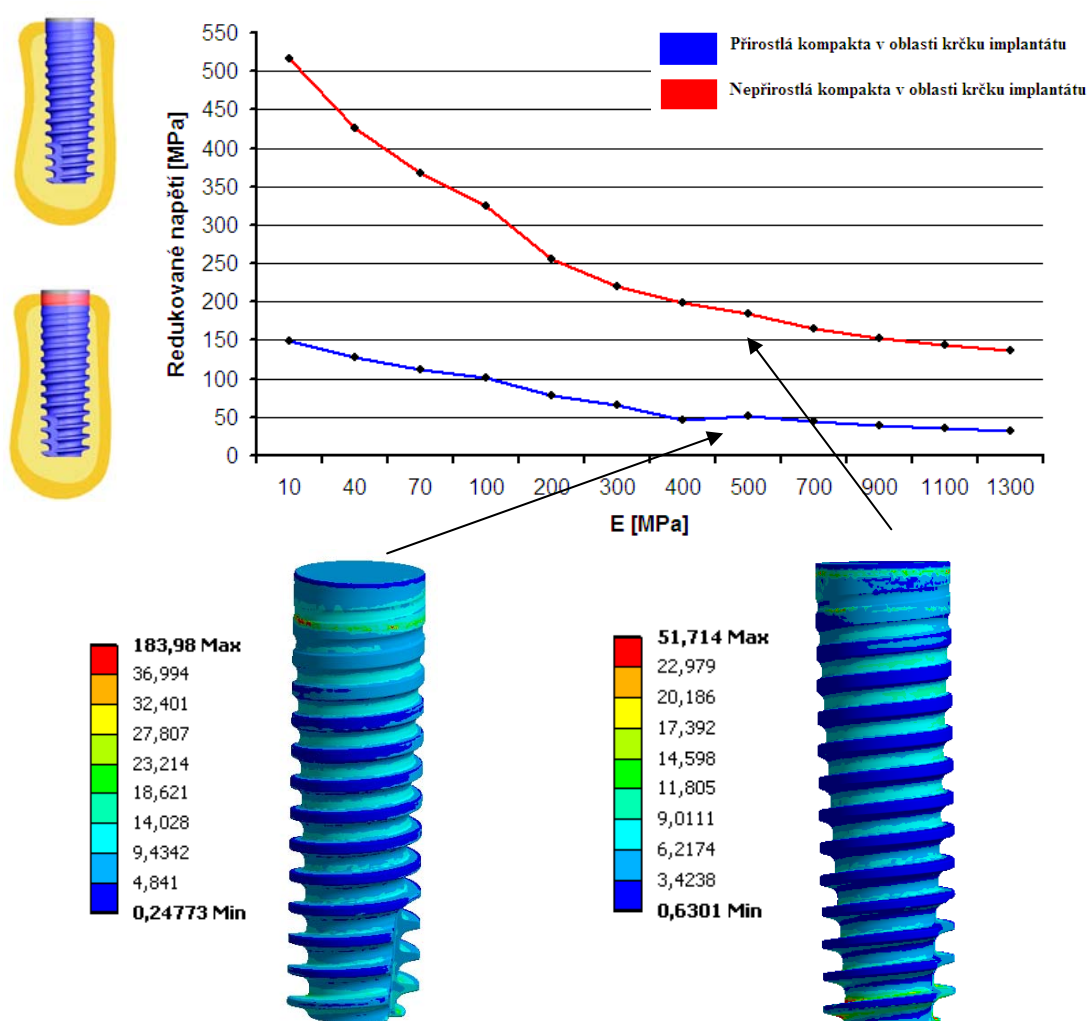
Obr. 8.15 – 8.18. zobrazují závislosti maximálních hodnot 3. hlavních napětí v oblastech A a B (obr. 8.9 a 8.10).

V místě krčku implantátu – bod A u varianty č. 1, kdy je kortikální kost přirostlá jsou u obou typů aplikovaných implantátů průběhy napětí spongiózní kosti podobné a jsou v tahové oblasti. Pro variantu č. 2 je 3. hlavní napětí také v tahové oblasti a pro implantát s metrickým závitem u malých modulů pružnosti roste strměji, než u implantátu typu Ankylos, kde má křivka podobný průběh u většiny modulů pružnosti spongiózy.

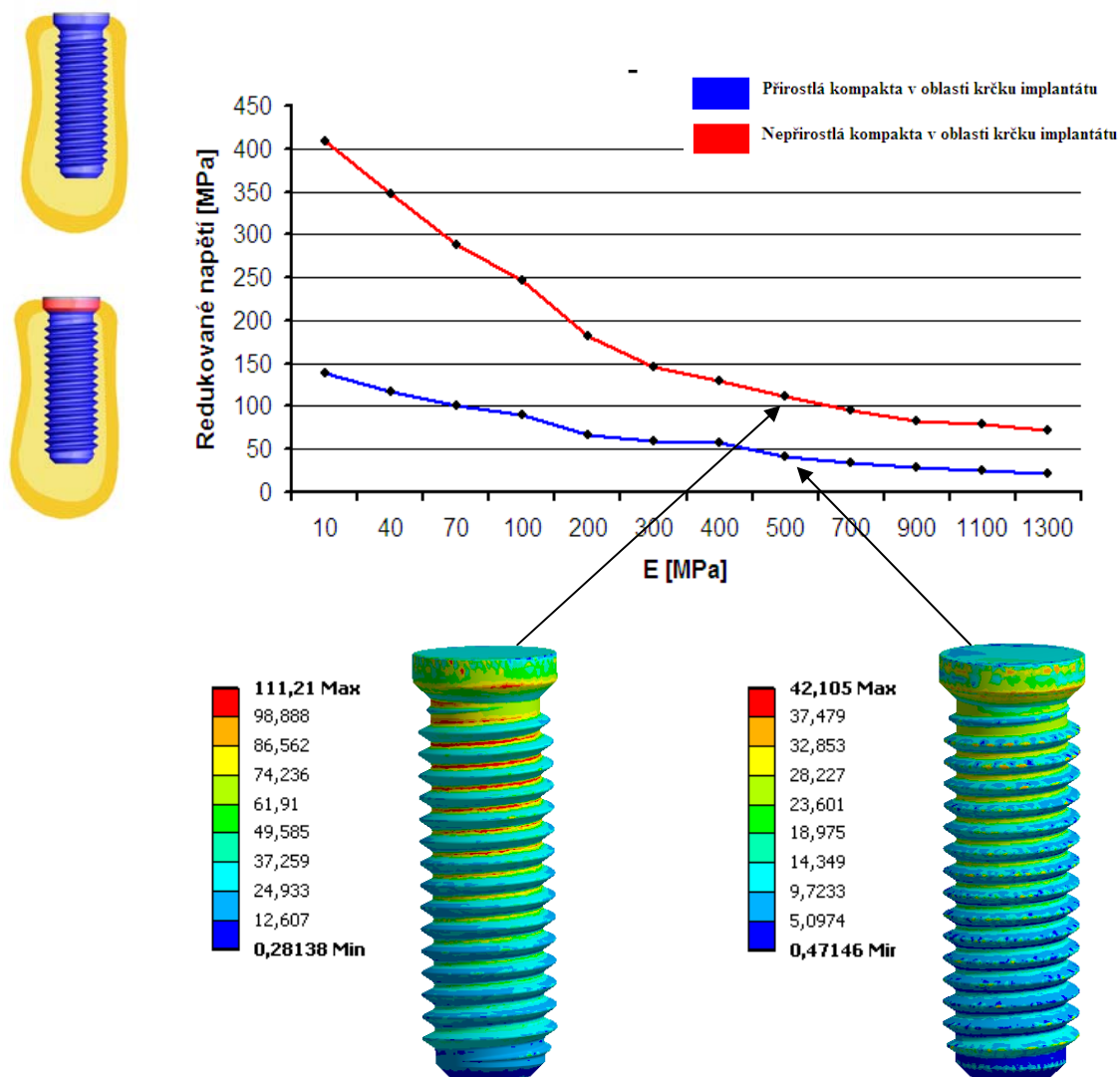
Na obr. 8.17 – 8.18 je znázorněno 3. hlavní napětí v oblasti B. Hodnoty 3. hlavního (tlakového) napětí z místa B byly v záporných hodnotách – v tlakové oblasti. Obě varianty řešení mají podobný průběh. Křivka pro přirostlou kortiku mírně vzrůstá a při vysokých modulech pružnosti spongiózní kosti nepatrně klesá. Při nízkých modulech pružnosti u varianty 2 dochází k výraznému zvýšení 3. hlavního napětí. Pro modul pružnosti spongiózy 500 MPa a výše se napětí zvyšuje nepatrně.

### 8.1.5 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na redukované napětí implantátu

U implantátů vzniká možnost dosažení meze kluzu (mez kluzu titanu je přibližně 900 MPa) a překročení bezpečnosti vzhledem k meznímu stavu pružnosti implantátu, a proto byla věnována pozornost redukovanému napětí HMH. Grafy na obr 8.19 a 8.20 zobrazují vliv maximálního redukovaného napětí na modulu pružnosti spongiózní kosti. Hodnoty byly opět vykresleny pro dva druhy implantátů a pro dvě stadia osseointegrace. Z obrázků implantátů pro modul pružnosti spongiózní kosti 500 MPa je patrné, že kritické místo u obou implantátů je v oblasti krčku implantátu.



Obr. 8.19 Redukované napětí pro modul pružnosti 500 MPa – 1. Implantát



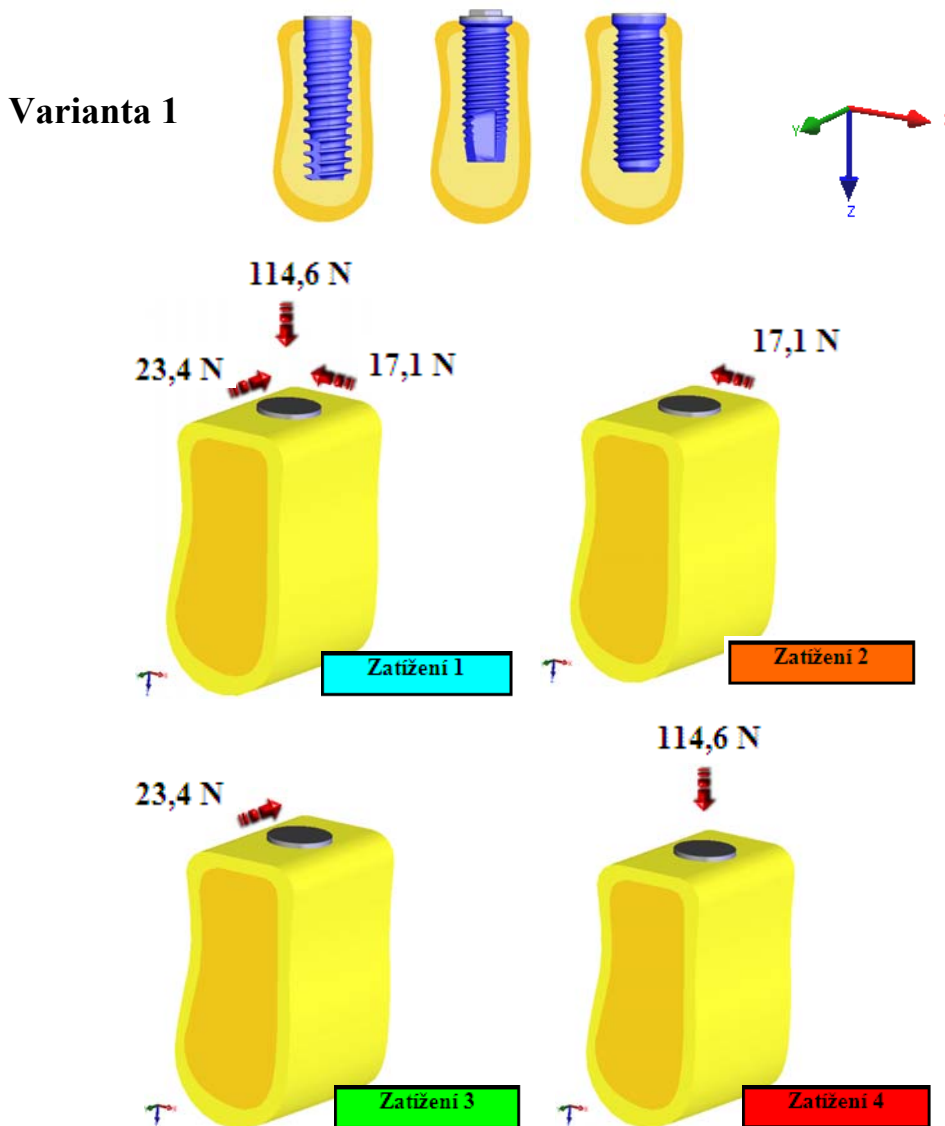
Obr. 8.20 Redukované napětí pro modul pružnosti 500 MPa – 3. implantát

Hodnoty maximálního redukovaného napětí se mění v závislosti na tuhosti spongiózní kosti. Čím je tedy kvalitnější spongiózní kost, tím je maximální redukované napětí nižší. Vliv má také stádium osseointegrace, které ovlivňuje napjatost a deformaci. Při hodnotě modulu pružnosti spongiózní kosti 10 – 300 MPa dochází k výraznému snížení redukovaného napětí.

Mezi porovnávanými implantáty je při modulu pružnosti spongiózní kosti 500 MPa rozdíl v neosseointegrovaném stavu (varianta 2) přibližně 70 MPa a v osseointegrovaném stavu (varianta 1) přibližně 10 MPa. Tento rozdíl se postupně snižuje s vyššími moduly pružnosti spongiózní kosti. Pro hodnoty redukovaného napětí v osseointegrovaném tvaru pro modul pružnosti 900 MPa a výše jsou rozdíly nepatrné.

## 8.2 Analýza napjatosti a deformace z hlediska silového zatížení

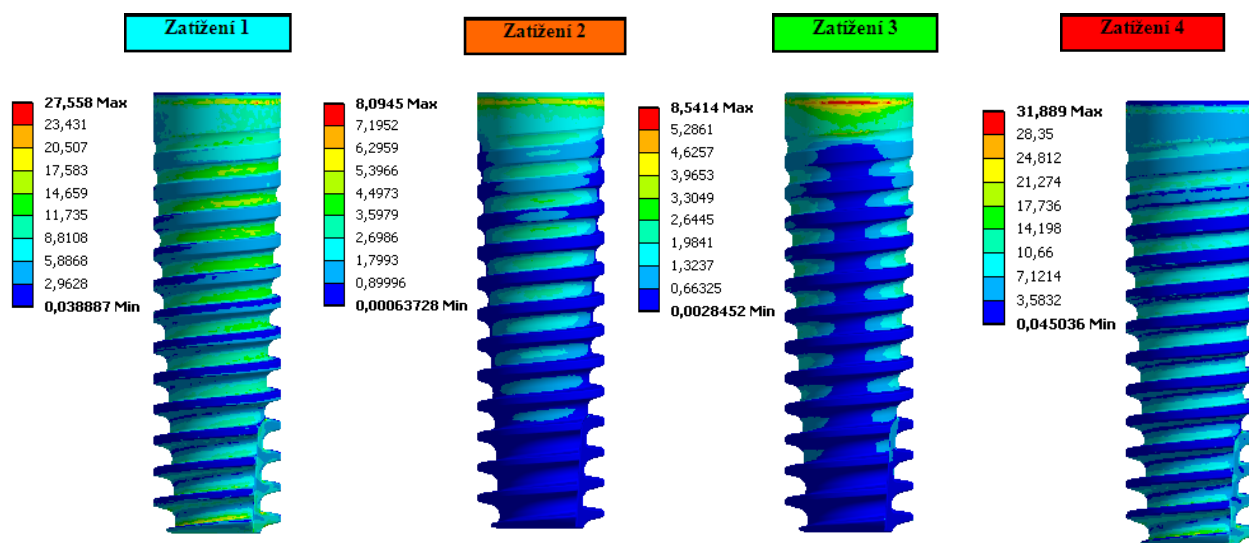
Pro posouzení mezního stavu pružnosti byl na základě citlivostní analýzy vybrán modul pružnosti spongiózní kosti o velikosti 1300 MPa, protože rozdíly mezi přirostlým a nepřirostlým implantátem v kostní tkáni nebyly tak výrazné. Výpočty byly provedeny pro materiálové charakteristiky (viz kap 7.6) a byly realizovány pro varianty, kde byl implantát zatížen všemi silami (23,6 N, 17,1 N, a 114,6 N) a jednotlivými silami zvlášť (obr. 8.21), aby bylo možné posoudit, která síla nejvíce ovlivňuje napětí a deformaci. Tato analýza byla provedena pro tři typy zubních implantátů pro variantu 1, kdy je kostní tkáň přirostlá do povrchu mikronerovností implantátu v celé oblasti. Bylo realizováno 12 výpočtů, z nichž každý trval přibližně 6 hodin.



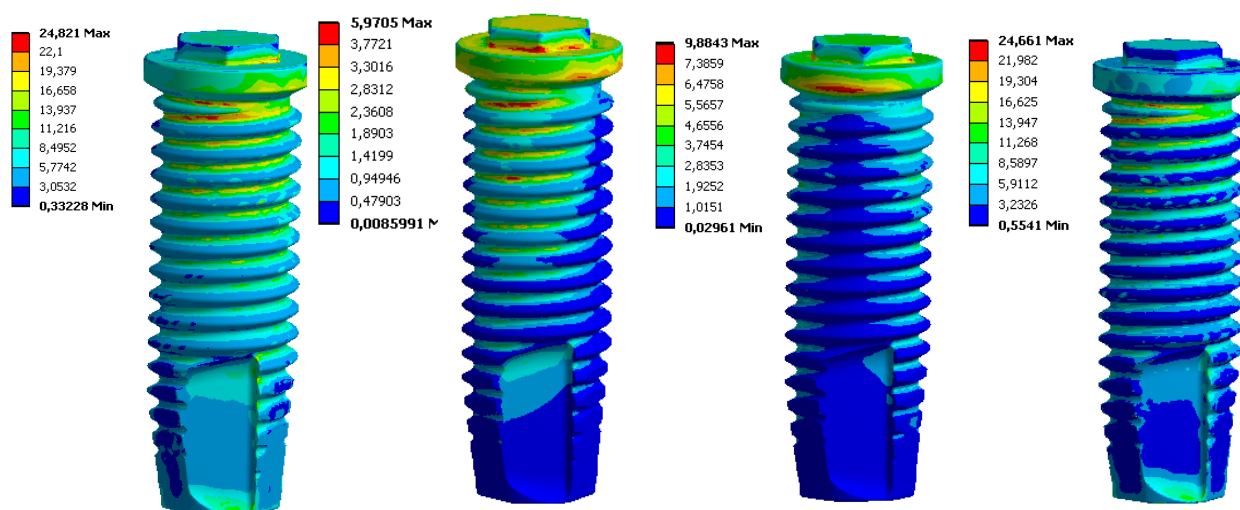
Obr. 8.21 Směry zatížení



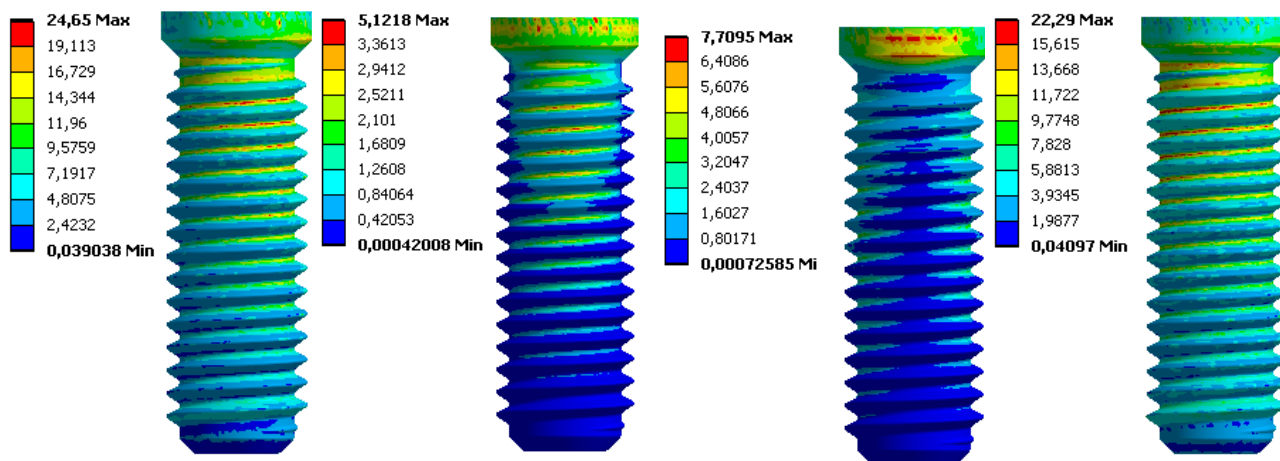
## 8.2.1 Redukované napětí implantátů



Obr. 8.22 Redukované napětí – implantát typu Ankylos



Obr. 8.23 Redukované napětí implantátu typu Bränemark



Obr. 8.24 Redukované napětí implantátu s metrickým závitem



Z hlediska posouzení mezního stavu pružnosti byla věnována pozornost redukovanému napětí implantátů. Na obr. 8.22 – 8.24 jsou znázorněny průběhy redukovaného napětí implantátů, kde byl implantát zatížen všemi silami (23,6 N, 17,1 N a 114,6 N) a jednotlivými silami zvlášť, aby bylo možné posoudit, která síla nejvíce ovlivňuje redukované napětí. Z uvedených výsledků vyplývá, že maximální hodnoty redukovaného napětí u všech řešených implantátů jsou v oblasti krčku implantátu, resp. v oblasti prvních závitů.

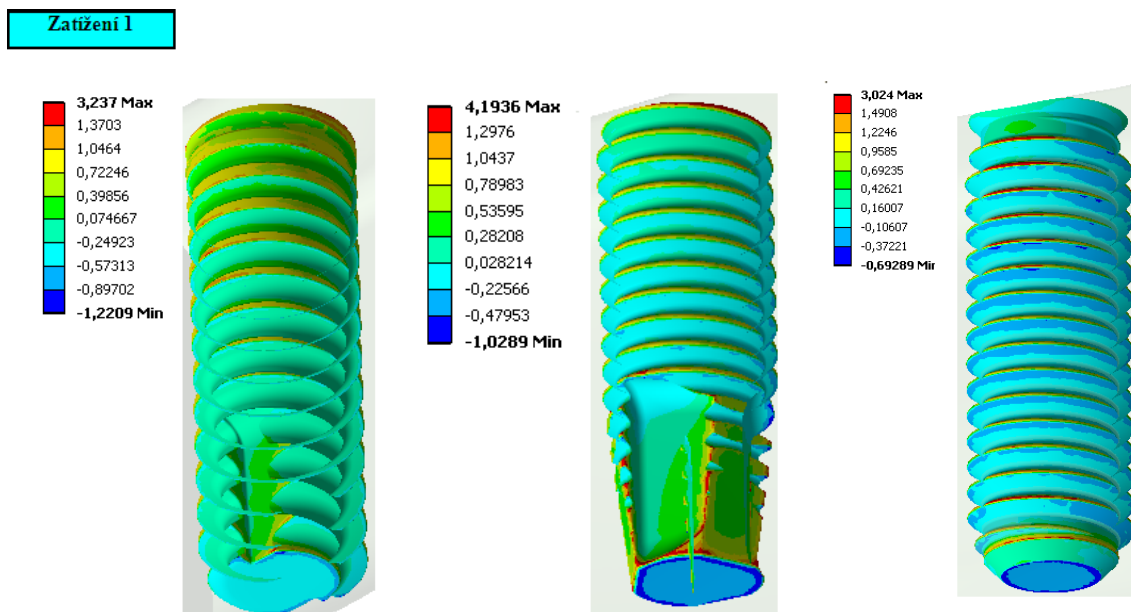
Maximální hodnota redukovaného napětí v oblasti krčku a prvních závitů u všech tří implantátů se pohybuje kolem hodnoty 26 MPa (27 MPa, 24,8 MPa, 24,65 MPa) při zatížení č.1 (23,4 N, 17,1 N, 114,6 N). Postranní síly (23,4 N a 17,1 N), působící na soustavu nemají výrazný vliv. Jejich hodnota se pohybuje v rozmezí přibližně 5 – 9 MPa. Největší vliv má u všech řešených implantátů síla v axiálním směru o velikosti 114,6 N, kde se hodnoty pohybují podobně jako u zatížení 1, tedy mezi 25 – 30 MPa. Hodnoty maximálního redukovaného napětí u všech implantátů jsou srovnatelné.

#### 8.2.4 1. hlavní napětí spongiózní kosti

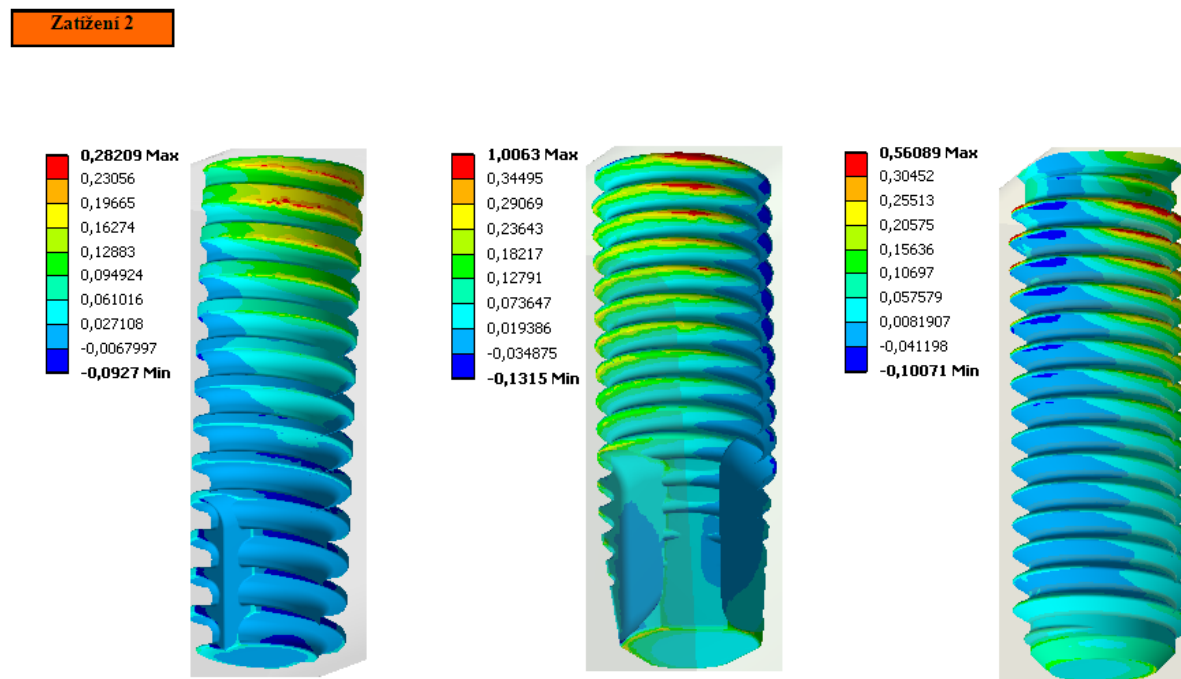
Jelikož kostní tkáň je řízena Wolfovým zákonem (kap.8.1.4) a nezatížená i přetížená kostní tkáň podléhá atrofii, pro posouzení mezního stavu je důležité 1. a 3. hlavní napětí spongiózní kosti. Průběhy 1. hlavních napětí ve spongiózní kosti je vykresleno na stykových plochách s implantátem pro tři typy implantátů a čtyři druhy zatížení (obr. 8.25 – 8.28).

Maximální hodnoty prvního hlavního napětí v kostní tkáni ukazují, že rozložení napětí se mění v závislosti na tvaru implantátu a variantě zatížení. Na obr. 8.22 – 8.24 je vidět, že kritické hodnoty napětí jsou v oblasti krčku mezi kortikální a spongiózní kostí a pro zatížení č. 1 (23,4 N, 17,1 N a 114,6 N) a č. 4 (114,6 N) také na spodních hranách styku s implantátem.

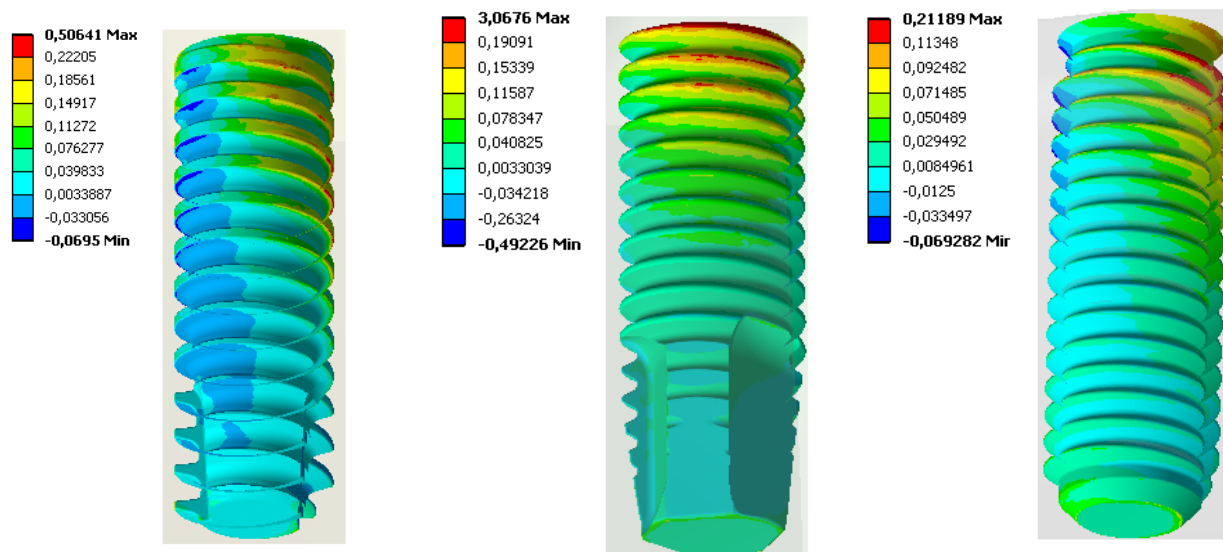
Při analýze bylo dominantní zatížení č. 1 (23,6 N, 17,1 N a 114,6 N) a zatížení č. 4 (114,6N). Při zatížení postranními silami (23,4 N a 17,1N) se nedosahovalo takových hodnot napětí a dá se usoudit, že nemají na toto napětí takový vliv. Rozměry zaoblení Bränemarkova implantátu byly odměřovány z fotografie a pro tento implantát jsou z důvodu nepřesnosti geometrie modelu vyšší hodnoty maximálních napětí.



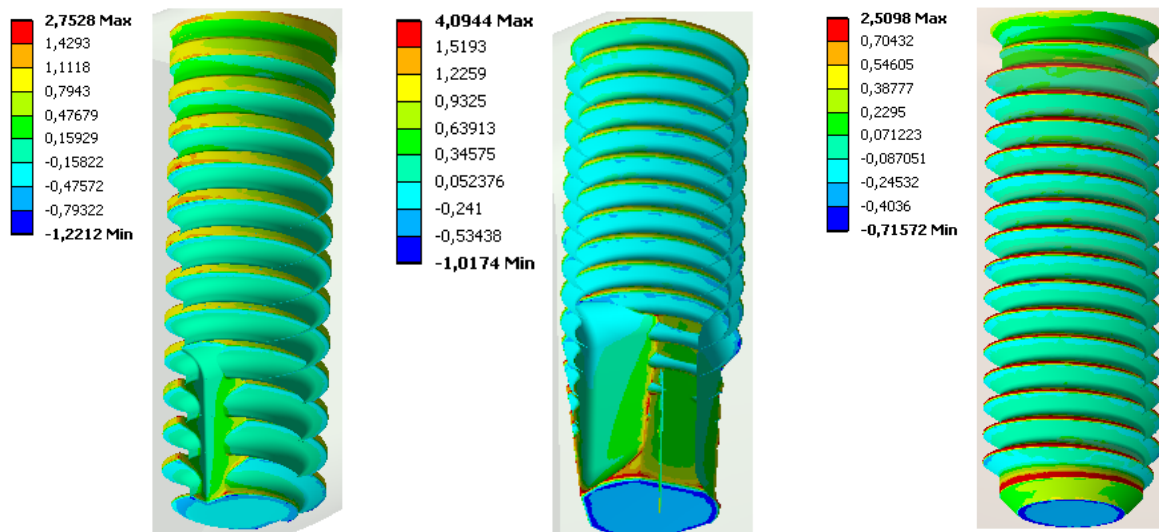
Obr. 8.25 Průběhy 1. hlavní napětí spongiózní kosti při zatížení 1



Obr. 8.26 Průběhy 1. hlavní napětí spongiózní kosti při zatížení 2

**Zatížení 3**

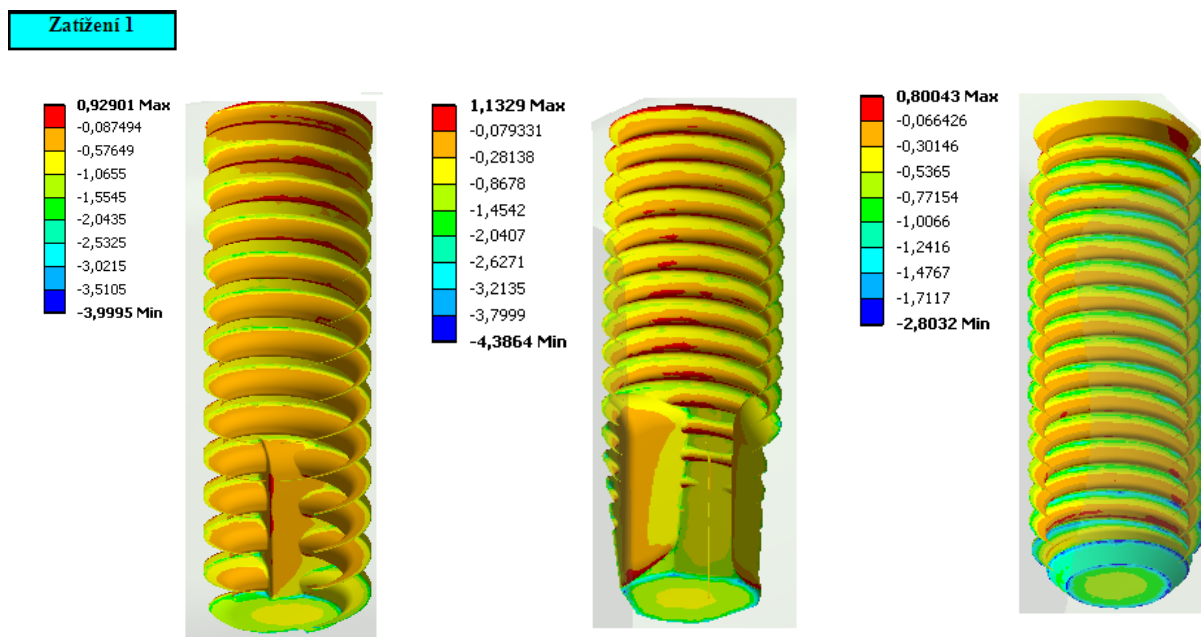
Obr. 8.27 Průběhy 1. hlavního napětí spongiózní kosti při zatížení 3

**Zatížení 4**

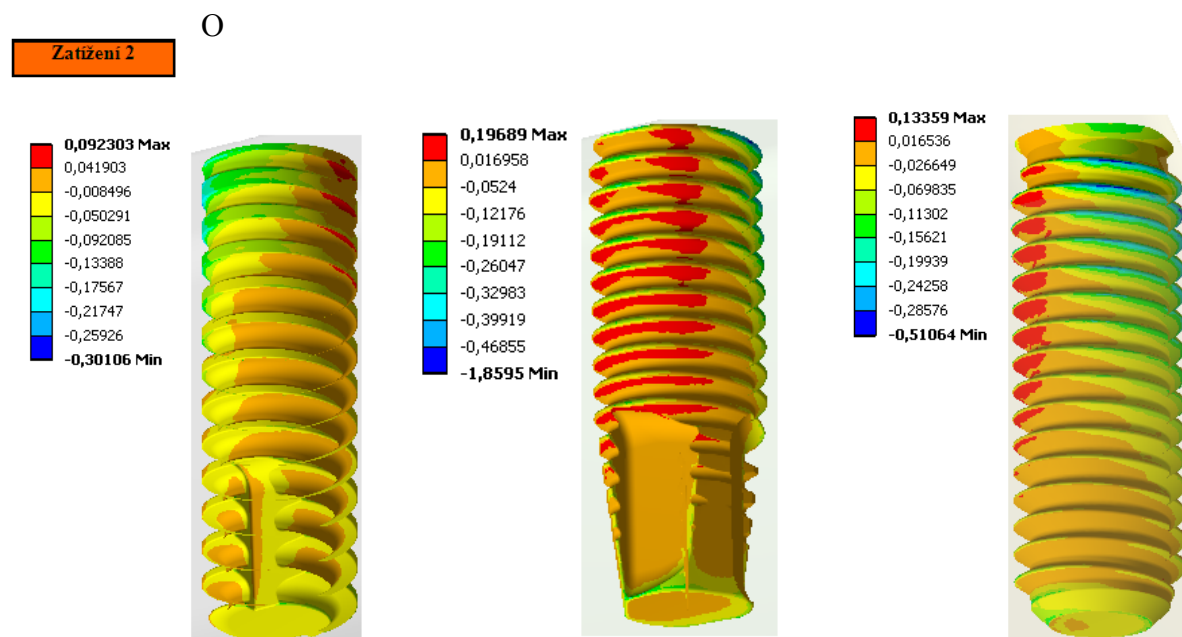
Obr. 8.28 Průběhy 1. hlavního napětí spongiózní kosti při zatížení 4

### 8.2.5 3. hlavní napětí spongiózní kosti

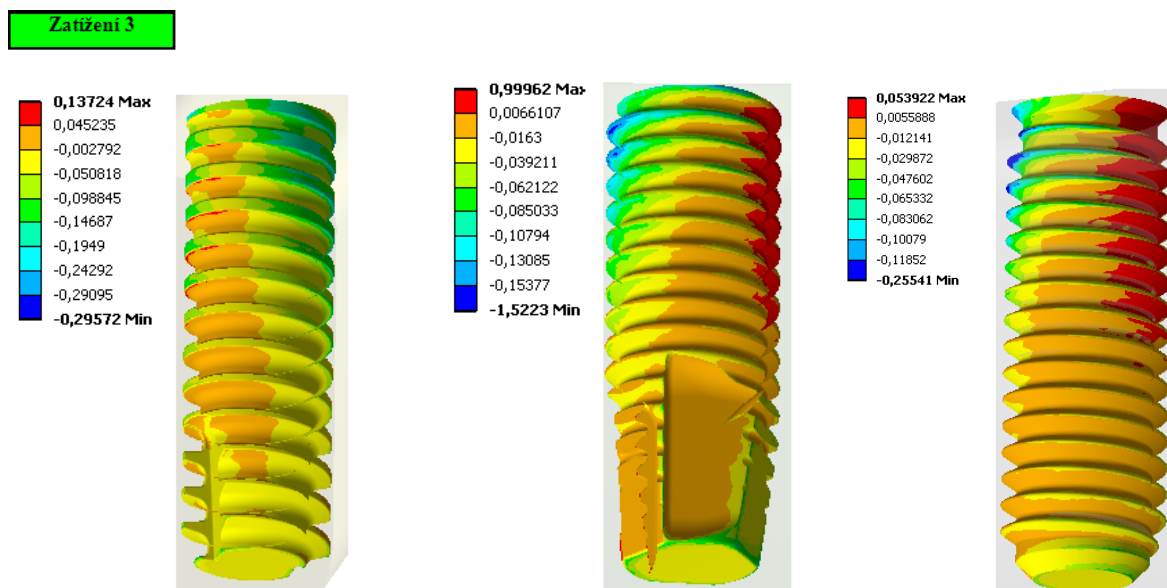
Pro posouzení mezního stavu je důležité také 3. hlavní napětí spongiózní kosti. V místech, kde je dominantní 3. hlavní napětí, je třeba brát jej jako rozhodující při posuzování mezního stavu. Průběhy 3. hlavních napětí jsou znázorněny pro tři typy implantátů při různých zatíženích na obr. 8.29 – 8.32.



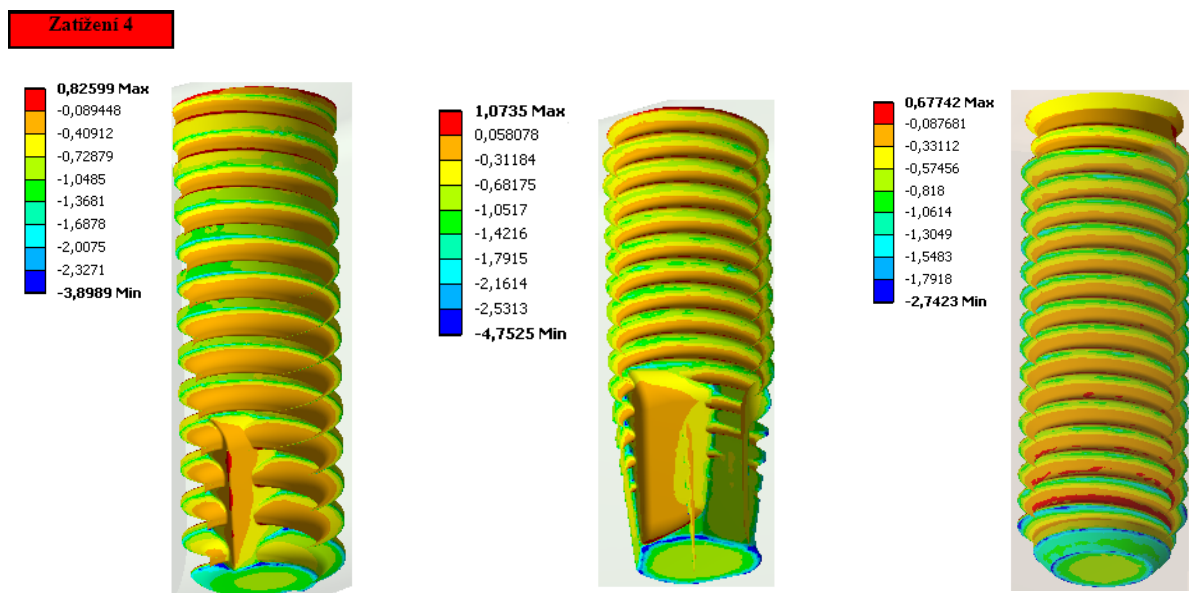
Obr. 8.29 Průběhy 3. hlavního napětí spongiózy při zatížení 1



Obr. 8.30 Průběhy 3. hlavního napětí spongiózy při zatížení 2



Obr. 8.31 Průběhy 3. hlavní napětí spongiózy při zatížení 3



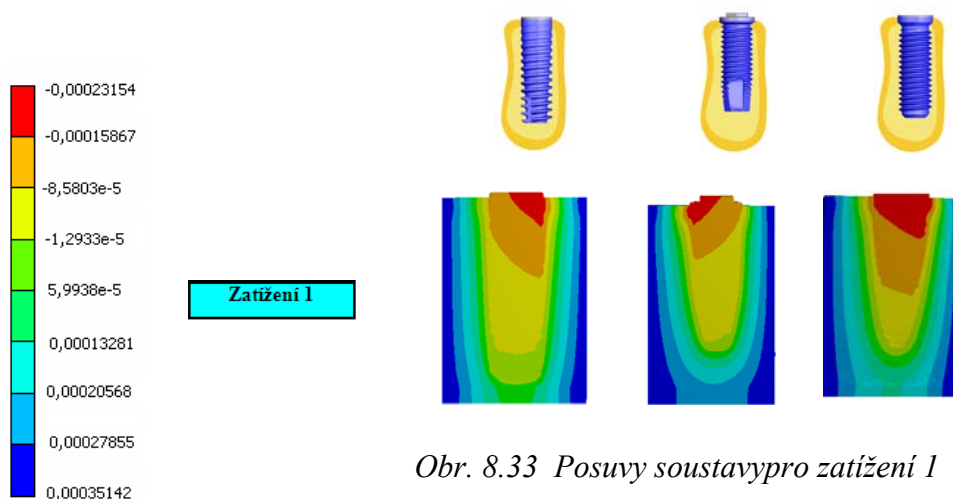
Obr. 8.32 Průběhy 3. hlavní napětí spongiózy při zatížení 4

Z hlediska posuzování mezního stavu jsou důležité tlakové oblasti. U všech typů implantátů při zatížení 1 (23,4 N, 17,1 N a 114,6 N) a při zatížení 4 silou 114,6 N je kritická oblast v místě na spodní ploše implantátů. Při zatížení postranními silami (23,4 N a 17,1 N) je kritické místo v oblasti prvních závitů.

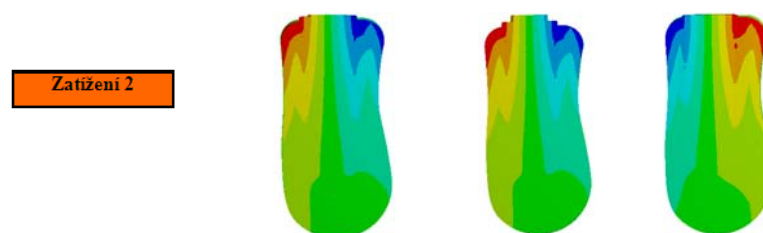
Z této analýzy vyplývá, že největší vliv má zatížení č. 1 všemi silami a zatížení č. 4, kdy působí síla v axiálním směru implantátu. Maximální hodnoty tlakového napětí ve spongiózní kosti jsou u implantátu typu Ankylos a implantátu s metrickým závitěm srovnatelné a u implantátu Bränemark jsou hodnoty vyšší z důvodu nepřesnosti geometrie modelu.

### 8.2.6 Posuvy soustavy dolní čelisti s aplikovaným implantátem

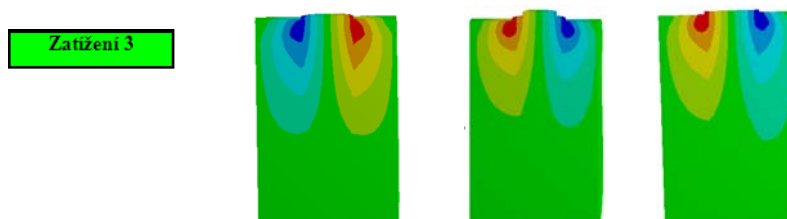
Na obr. 8.33 – 8.36 jsou znázorněny průběhy posuvů aplikovaných šroubových implantátů v čelisti při zatížení všemi silami a jednotlivými silami zvlášť. Posuvy byly vykresleny v ose Uz z důvodu tvarových odlišností implantátů a vlivu zatížení. Z obr. 8.33 a 8.36 je vidět, že při zatížení všemi silami (23,4 N, 17,1 N, 114,6 N) je průběh posuvů podobný jako u zatížení 4. Pro názornost je uvedena jedna stupnice hodnot posuvů.



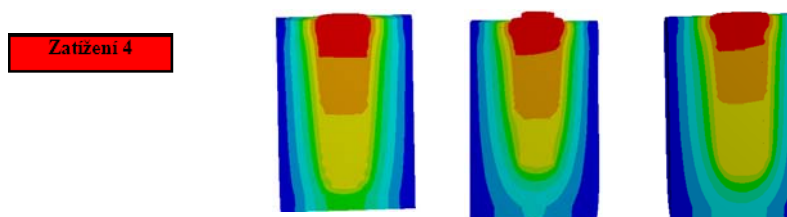
Obr. 8.33 Posuvy soustavy pro zatížení 1



Obr. 8.34 Posuvy soustavy pro zatížení 2



Obr. 8.35 Posuvy soustavy pro zatížení 3



Obr. 8.36 Posuvy soustavy pro zatížení 4

## 9. ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo provést deformačně napěťovou analýzu části spodní čelisti se šroubovým zubním implantátem. V úvodu práce je podrobná rešeršní studie, týkající se řešeného problému. Další část této práce se týká základní anatomie, týkající se řešeného problému.

V této práci byl vytvořen model geometrie části spodní čelisti a tři typy šroubových zubních implantátů (typu Ankylos, Bränemark a implantát s metrickým závitem). Řešené zubní implantáty se liší jak tvarem závitů, tak konstrukcí krčku implantátu. Výpočtový model byl řešen pro 2 varianty. První varianta představuje situaci, kdy je aplikovaný implantát přirostlý s kortikální i spongiózní vrstvou kostní tkáně a druhá varianta je řešena pro stádium osseointegrace, kdy není implantát přirostlý s kortikální kostí.

V diplomové práci byla provedena citlivostní analýza vlivu modulu pružnosti spongiózní kosti pro zatížení silou 114,6 N, působící v axiálním směru implantátu. Z důvodu náročnosti na vykreslení výsledků a omezené kapacity hardwaru bylo posouzení mezního stavu kostní tkáně provedeno pro dva typy implantátů. Z této deformačně napěťové analýzy vyplývá, že největší napětí vzniká v oblasti krčku a prvních závitů implantátu. Šroubové zubní implantáty jsou vhodné pro kvalitní kostní tkáň a z této analýzy lze pro řešené implantáty doporučit modul pružnosti spongiózní kosti od 500 MPa .

Na základě této citlivostní analýzy byl vybrán modul pružnosti spongiózní kosti 1300 MPa a byla realizována analýza napjatosti a deformace z hlediska silového zatížení již vhojeného implantátu. Byly porovnány jednotlivé řešené implantáty. Z této analýzy je zřejmé, že postranní síly (23,4 N a 17,1 N) nemají na napjatost a deformaci aplikovaného implantátu výrazný vliv a bylo zjištěno, že velikost maximálních hodnot redukovaného napětí u všech tří implantátů je při různých zatíženích přibližně stejná. Hodnoty maximálních hlavních napětí ve spongiózní kosti vykazují při porovnání řešených implantátů nepatrné rozdíly a v případě implantátu typu Bränemark se velikosti hlavních napětí liší od ostatních implantátů při různých zatíženích přibližně 30%. Je to způsobeno nepřesností geometrie modelu.

V diplomové práci byly splněny cíle zadání. Bylo zjištěno, jaký vliv má osseointegrace kostní tkáně s aplikovanými šroubovým implantátem na napjatost a deformaci a jak se projevuje po již vhojeném implantátu zatížení.



## Použitá literatura

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Šimůnek A. a kol: Dentální implantáty, Nukleus HK, 2001, ISBN -80-86225-15-1
- [3] [http://old.lf3.cuni.cz/ustavy/anatomie/atlas/neurologie/n\\_V\\_3.html](http://old.lf3.cuni.cz/ustavy/anatomie/atlas/neurologie/n_V_3.html)
- [4] Davarpanah, M., Martínek, H.: Praktická implantologie. Praha, Quintessenz, 2005
- [5] Hobkirk A. J., Watson R. M., Searson.L.: Introducing Dental implants, Churchill Livingstone, 2003
- [6] <http://giobioclovek.ic.cz/#operna>
- [7] <http://anat.lf1.cuni.cz/souhrny/prezentb11a.ppt>
- [8] <http://anat.lf1.cuni.cz/souhrny/prezentb1.ppt>
- [9] Relase 11.0 Documentation for ANSYS (nápověda programu ANSYS)
- [10] <http://www.lf1.cz/index.php?a=192>
- [11] <http://www.bibus.cz/cz/?pg=vypis-produktu&id=275>
- [12] Resorpce kosti u krčku implantátu v porovnání s matematickými modely. Stability of Bone Bed Crest of Loaded Implant – Comparison with Finite Element Models., Lucie Himmlová, Tomáš Goldmann, Alois Kálovský, ČVUT v Praze (2005)
- [13] <http://www.implantaty.info/index.php?page=implantaty>
- [14] <http://www.neumm.cz/cz/aktualni/519/anatomie>
- [15] [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/kosti\\_stavba\\_dlouhe.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/kosti_stavba_dlouhe.php)
- [16] <http://www.stomatochirurgie.cz/obcasnik/doc/Obcasnik-CSCHS-zari-2008.pdf>
- [17] [http://cs.wikipedia.org/wiki/Trojklan%C3%BD\\_nerv](http://cs.wikipedia.org/wiki/Trojklan%C3%BD_nerv)
- [18] Svoboda P., Brandejs J. Kovářik R., Sobek E.: Základy konstruování, Výběr z norem pro konstrukční cvičení, Akademické nakladatelství CERM, Brno, 2001
- [19] Gérard M. Scortecchi, Carl E. Misch, Klaus-U Banner: Implants and Restorative Denistry, Tailor & Francis, 2001, ISBN 1-85317-703-2
- [20] Aut Goodson, J. M., Johansen, E.: Monographs in Oral Science, Vol.I. Analysis of Human Mandibula Movement – Kager, Basel 1975
- [21] Pevnostní výpočet nitrokostních dentálních implantátů: Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D., MUDr. Lucie Himmlová, CSc., Ing. Alois Kálovský  
<http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=pevnostni-vypocet-nitrokostnich-dentalnich-implantatu>
- [22] [http://www.tigran.se/fileadmin/uploads/pdf/CW\\_poster\\_EAO\\_Warsaw\\_2008.pdf](http://www.tigran.se/fileadmin/uploads/pdf/CW_poster_EAO_Warsaw_2008.pdf)
- [23] [http://www.capitaldentalgroup.com/index.cfm?fuseaction=page&page\\_id=39](http://www.capitaldentalgroup.com/index.cfm?fuseaction=page&page_id=39)
- [24] Valenta Jaroslav a kolektiv.: Biomechanika, Academia Praha, 1985
- [25] Hubertus, Spiekerman: Implantology, Color Atlas of dental medicine, Thieme, 1995



- [26] F. H. Netter: Anatomický atlas člověka, nakladatelství Grada-Avicentrum, Praha, 2003
- [27] <http://www.umt.fme.vutbr.cz/osem/pdf/ean2004/pdf/Goldmann.pdf>
- [28] Glaucio Serra, Liliane S. Morais, Carlos Nelson Elias, Marc A. Meyers, Leonardo Andrade, Carlos Muller, and Marcelo Muller: Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants: Rio de Janeiro, Brazil, and San Diego, Calif
- [29] <http://meditech.cardiff.ac.uk/29March-2007/presentations/Giuseppe%20Cevola.ppt>